


TÂMARA MARIA NIERI

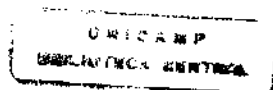
UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

**ESTUDO SOBRE O COMPORTAMENTO MECÂNICO DO CÓLON
ÍNTEGRO E COM ANASTOMOSE. TRABALHO EXPERIMENTAL
EM RATOS.**

Este exemplar corresponde a versão final da Dissertação de
Mestrado apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da
FCM/UNICAMP, para obtenção do título de Mestre em Cirurgia da
médica, TÂMARA MARIA NIERI.
Campinas, 20 de outubro de 1999.


Prof. Dr. RAUL RAPOSO DE MEDEIROS
ORIENTADOR E PRESIDENTE.

Campinas, 1999



TÂMARA MARIA NIERI

***ESTUDO SOBRE O COMPORTAMENTO MECÂNICO DO CÓLON
ÍNTEGRO E COM ANASTOMOSE. TRABALHO EXPERIMENTAL
EM RATOS.***

*Dissertação apresentada ao Curso de Pós-
Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências
Médicas da Universidade Estadual de Campinas
para obtenção do título de Mestre em Cirurgia.*

Orientador: Prof. Dr. Raul Raposo de Medeiros

\Campinas, 1999

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
UNICAMP**

N556e

Nieri, Tâmara Maria

Estudo sobre o comportamento mecânico do cólon íntegro e com anastomose. Trabalho experimental em ratos / Tâmara Maria Nieri. Campinas, SP : [s.n.], 1999.

Orientadores : Raul Raposo de Medeiros

Tese (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. Biomecânica. I. Raul Raposo de Medeiros. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

BANCA EXAMINADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

ORIENTADOR: Prof. Dr. RAUL RAPOSO DE MEDEIROS

MEMBROS:

1. Prof. Dr. *Raul Raposo de Medeiros:*

2. Prof. Dr. *Shiori Kobayashi*

3. Prof. Dr. *Marco A. Oliveira Lins:*

**Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas
da Universidade Estadual de Campinas.**

DATA: *20/11/99*

**'Considerate la vostra semenza: fatti non foste a viver
come bruti, ma per seguir virtute e conoscenza.'**

Dante

DEDICATÓRIA

*A Idelfonso, Corina e Laura,
companheiros desde há muito, que
também nesta vida cercaram-me de
amor e têm sido os meus maiores
incentivadores!*

*A Artidoro Nieri di
Idelfonso, que com seu amor pelo
saber foi para mim exemplo de
estudioso.*

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Raul Raposo de Medeiros, meu querido professor, pela confiança, apoio, incentivo e extrema paciência com que me acompanhou durante o desenrolar desse trabalho e com que me brinda na vida profissional. Mais que orientador, um modelo de lutador incansável. Um grande coração num peito de aço.

Ao Prof. Dr. Inacio Maria Dal Fabbro, meu co-orientador e amigo, que com seu bom humor e inteligência fez dessa jornada através da biomecânica um caminho agradável, convencendo-me de que “os conceitos de ruptura são muito simples”.

Ao Prof. Dr. Marco Antonio de Oliveira Peres, amigo, companheiro, certeza de apoio constante dentro do programa de cirurgia ambulatorial dessa faculdade e na vida profissional alhures. Seu perfeccionismo foi precioso e fundamental nos longos e, muitas vezes, difíceis dias da confecção desse trabalho.

Ao Prof. Dr. João José Fagundes que com seu carisma convenceu-me a escolher a Proctologia como especialidade, brindando-me com todo o seu apoio, anos mais tarde, quando pensei em retornar a essa escola.

Ao Prof. Dr. Juvenal Ricardo Navarro Góes pela precisão e objetividade com que analisou esse trabalho, dispensando-me sólidas orientações sobre o caminho a seguir.

Ao Prof. Dr. Claudio Saddy Rodrigues Coy que, com sua calma, doçura e ética, foi sempre fonte de valiosas idéias.

À Dra. Maria de Lourdes Setsuko Ayrizono, querida amiga, pelo inestimável apoio logístico.

À Dra. Roseli S. A. Avalos e seu esposo, Dario Avalos Filho, que sempre tão carinhosamente me abriram sua casa e seus corações.

Aos biólogos do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental, Ana Cristina de Moraes, William Adalberto Silva e Rosana Celestina Morandin, amigos preciosos, pilares da cirurgia experimental dessa faculdade. Eles, com seu compromisso sério com o trabalho, seu amor pela pesquisa científica e sua bagagem de conhecimentos, transformam em realidade as idéias, muitas vezes *sui generis*, dos pesquisadores.

A todos os funcionários do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental, em especial aos auxiliares Miguel Luís Cândido e Waldemir Benedito Costa, pela simpatia e bom humor constantes, além da preciosa colaboração técnica.

Ao Departamento de Máquinas Agrícolas da Faculdade de Engenharia Agrícola da UNICAMP, na pessoa de seu, então, chefe, Prof. Dr. José Antonio da Silva Maciel, pela acolhida amistosa e paciente, e ao Eng. Cláudio Kiyoshi Umezo, pela elaboração da parte técnica dos ensaios biomecânicos desse trabalho.

À Sra. Ângela Marli Tissot, secretária do serviço de colo-proctologia da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, pela paciência com que transformou os manuscritos desse trabalho em texto digitado.

Ao Sr. Mario Moreira da Silva, fotógrafo da Diretoria de Apoio Didático, Científico e Computacional da FCM-UNICAMP, pela competência na execução dos trabalhos fotográficos desse estudo.

Às queridas amigas Marilene Rezende e Dra. Sílvia Luanda Rezende pelo árduo trabalho de formatação, digitação, correção e acabamento desse texto.

À Srta. Daniela Dal Fabbro, pós-graduanda do Instituto de Estudos da Linguagem da UNICAMP, pela correção ortográfico-gramatical do texto.

RESUMO.....	i
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 - Considerações gerais.....	2
1.2 - Bases Teóricas	8
1.2.1 - Anastomoses intestinais.....	8
1.2.2 - Considerações gerais sobre biomecânica.....	10
1.2.3 - Teoria da elasticidade.....	12
1.2.4 - Teoria da viscoelasticidade.....	16
1.2.5 - Comportamento do colágeno na cicatrização.....	19
2. OBJETIVO.....	24
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	26
3.1 - Material.....	27
3.1.1 – Animal de experimentação.....	27
3.1.2 – Plano de trabalho.....	27
3.1.3 – Preparo pré – operatório e anestesia.....	28
3.2 – Métodos.....	28
3.2.1 – Técnica operatória.....	28
3.2.2 – Pós – operatório.....	30
3.2.3 – Sacrifício dos animais.....	31
3.2.4 – Coleta dos espécimens.....	31
3.2.5 – Teste biomecânico.....	31
3.2.6 – Análise dos resultados.....	32
4. RESULTADOS.....	53
4.1 – Aferição das dimensões dos espécimens.....	54
4.2 – Resultados gráficos dos ensaios uniaxiais.....	57
4.3 – Resultados numéricos dos ensaios uniaxiais.....	57
4.4 – Análises estatísticas dos resultados.....	57

5. DISCUSSÃO.....	64
6. CONCLUSÃO.....	71
7. SUMMARY	73
8. BIBLIOGRAFIA.....	75
9. ANEXOS.....	84

TABELAS

Tabela 1.2.1.1 - Fatores que contribuem para a deiscência das anastomoses do intestino grosso.....**9**

Tabela 4.1 - Valores da espessura e largura da parede do cólon, na anastomose, no décimo pós operatório, com respectivas médias.....**55**

Tabela 4.2 - Valores da espessura e largura da parede do cólon, na anastomose, no vigésimo pós operatório, com respectivas médias.....**55**

Tabela 4.3 - Valores da espessura e largura da parede do cólon no grupo controle longitudinal (CL).....**56**

Tabela 4.4 - Valores da espessura e largura da parede do cólon no grupo controle transversal (CT).....**56**

Tabela 4.5 - Valores das áreas das secções transversais à aplicação da força F, para cada grupo de ensaios.....**56**

Tabela 4.6 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos CL e L10, pelo teste t de Student.....**58**

Tabela 4.7 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos CL e L20, pelo teste t de Student.....**58**

Tabela 4.8 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos CT e T10, pelo teste t de Student.....**58**

Tabela 4.9 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos CT e T20, pelo teste t de Student.....	59
Tabela 4.10 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos L10 e L20, pelo teste t de Student.....	59
Tabela 4.11 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos T10 e T20, pelo teste t de Student.....	59
Tabela 4.12 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos L10 e T10, pelo teste t de Student.....	60
Tabela 4.13 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos L20 e T20, pelo teste t de Student.....	60
Tabela 4.14 - Comparação de médias da Energia de Ruptura dos grupos CL e CT, pelo teste t de Student.....	60
Tabela 4.15 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CL e L10, pelo teste t de Student.....	61
Tabela 4.16 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CL e L20, pelo teste t de Student.....	61
Tabela 4.17 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CT e T10, pelo teste t de Student.....	61
Tabela 4.18 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CT e T20, pelo teste t de Student.....	62
Tabela 4.19 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos L10e L20, pelo teste t de Student.....	62

Tabela 4.20 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos T10e T20, pelo teste t de Student.....	62
Tabela 4.21 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos L10e T10, pelo teste t de Student.....	63
Tabela 4.22 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos L20e T20, pelo teste t de Student.....	63
Tabela 4.23 - Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CL e CT, pelo teste t de Student.....	63
Tabela 1 - Resultados numéricos do grupo L10.....	85
Tabela 2 - Resultados numéricos do grupo L20.....	85
Tabela 3 - Resultados numéricos do grupo T10.....	86
Tabela 4 - Resultados numéricos do grupo T20.....	86
Tabela 5 - Resultados numéricos do grupo CL.....	87
Tabela 6 - Resultados numéricos do grupo CT.....	87

GRÁFICOS

Gráfico 1.1 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo L10.Espécimens de 1 a 6.....**88**

Gráfico 1.2 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo L10.Espécimens de 7 a 12.....**89**

Gráfico 2.1 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo L20.Espécimens de 1 a 6.....**90**

Gráfico 2.2 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo L20.Espécimens de 7 a 12.....**91**

Gráfico 3.1 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo CL.Espécimens de 1 a 6.....**92**

Gráfico 3.2 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo CL.Espécimens de 7 a 12.....**93**

Gráfico 4.1 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo T10.Espécimens de 1 a 6.....**94**

Gráfico 4.2 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo T10.Espécimens de 7 a 12.....**95**

Gráfico 5.1 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo T20.Espécimens de 1 a 6.....**96**

Gráfico 5.2 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo T20.Espécimens de 7 a 12.....	97
--	-----------

Gráfico 6.1 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo CT.Espécimens de 1 a 6.....	98
--	-----------

Gráfico 6.2 - Diagramas Tensão x Deformação Específica do Grupo CT.Espécimens de 7 a 12.....	99
---	-----------

FIGURAS

Figura 1.1.1 - Diagrama Tensão x Deformação Específica de dois espécimens com mesma carga de ruptura.....	7
Figura 1.2.3.1 - Corpo de prova no espaço tridimensional.....	12
Figura 1.2.3.2 - Ilustração de um ensaio uniaxial de tração.....	14
Figura 1.2.3.3 - Expressão gráfica de um ensaio uniaxial de tração (diagrama Tensão x Deformação).....	15
Figura 1.2.4.1 - Modelos mecânicos básicos.....	17
Figura 1.2.5.1 - Metabolismo do colágeno durante o processo de cicatrização de uma ferida.....	23
Figura 4.1 - Corte transversal do cólon mostrando a aferição da espessura da parede na anastomose.....	54
Figura 4.2 - Ensaio longitudinal. Cálculo da área da secção transversal à aplicação da força F.....	54
Figura 4.3 - Ensaio transversal. Cálculo da área da secção transversal à aplicação da força F.....	55

FOTOS

Foto 3.1.2.1 – Mesa cirúrgica com material utilizado para os procedimentos cirúrgicos experimentais. Animal anestesiado e posicionado (vista lateral).....	34
Foto 3.1.2.2 - Mesa cirúrgica com material utilizado para os procedimentos cirúrgicos experimentais. Animal anestesiado e posicionado (vista frontal).....	34
Foto 3.1.3.1 - Catéter posicionado na veia da cauda do animal e conectado à seringa com a substância anestésica	35
Foto 3.1.3.2 – Animal anestesiado e em ventilação espontânea.....	35
Foto 3.2.1.1 – Animal posicionado em pró-clive sobre a bandeja sanitária.....	36
Foto 3.2.1.2 – Dilatação do ânus do rato.....	36
Foto 3.2.1.3 – Colocação dos campos cirúrgicos.....	37
Foto 3.2.1.4 – Incisão abdominal mediana.....	37
Foto 3.2.1.5 – Punção do ceco com catéter. Primeira fixação.....	38
Foto 3.2.1.6 - Punção do ceco com catéter. Segunda fixação.....	38
Foto 3.2.1.7 – Lavagem intra-operatória do cólon. Oclusão digital do ileo terminal.....	39
Foto 3.2.1.8 – Lavagem intra-operatória do cólon. Limpeza completada.....	39
Foto 3.2.1.9 – Animal posicionado em decúbito dorsal horizontal, após o término da lavagem do cólon.....	40

Foto 3.2.1.10 – Cólon esquerdo identificado e isolado, com proteção da cavidade por gazes.....	40
Foto 3.2.1.11 – Secção transversal do cólon a dois centímetros e meio da reflexão peritoneal.....	41
Foto 3.2.1.12 – Início da confecção da anastomose. Ponto nas extremidades mesentérica e anti-mesentérica, usados como reparos.....	41
Foto 3.2.1.13 – Anastomose colônica. Metade anterior completada.....	42
Foto 3.2.1.14 – Anastomose colônica. Rotação da alça, com o auxílio dos pontos de reparo, para expor a metade posterior.....	42
Foto 3.2.1.15 – Anastomose colônica. Metade posterior completada.....	43
Foto 3.2.1.16 – Anastomose colônica. Teste de impermeabilidade.....	43
Foto 3.2.1.17 – Fechamento do orifício de punção do ceco com sutura em bolsa.....	44
Foto 3.2.1.18 – Fechamento de peritônio, músculos e aponeurose.....	44
Foto 3.2.1.19 – Fechamento da pele.....	45
Foto 3.2.4.1. – Necrópsia . Permeabilidade da anastomose.....	46
Foto 3.2.4.2 – Necrópsia. Integridade da alça.....	46
Foto 3.2.4.3 – Necrópsia. Ressecção do segmento colônico contendo a anastomose ao centro.....	47
Foto 3.2.4.4- Necrópsia. Ressecção do segmento colônico contendo a anastomose ao centro.....	47

Foto 3.2.4.5 – Segmento de cólon contendo a anastomose ao centro. Espécimen do ensaio de tração longitudinal.....	48
Foto 3.2.5.1 – Equipamento para a realização dos testes de tração.....	49
Foto 3.2.5.2 – Presilha para os testes de tração longitudinal.....	49
Foto 3.2.5.3 – Espécimen para o teste de tração longitudinal fixo entre as presilhas.....	50
Foto 3.2.5.4 – Teste de tração longitudinal. Espécimen tracionado até a ruptura.....	50
Foto 3.2.5.5 – Espécimen para o teste de tração transversal. Anel contendo a anastomose.....	51
Foto 3.2.5.6 – Teste de tração transversal. Espécimen posicionado nos ganchos.....	51
Foto 3.2.5.7 – Teste de tração transversal. Espécimen tracionado até a ruptura.....	52

ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURAS

CL	Grupo-controle do ensaio de tração longitudinal
CT	Grupo-controle do ensaio de tração transversal
L10	Grupo do ensaio de tração longitudinal com sacrifício no décimo dia pós-operatório
L20	Grupo do ensaio de tração longitudinal com sacrifício no vigésimo dia pós-operatório
T10	Grupo do ensaio de tração transversal com sacrifício no décimo dia pós-operatório
T20	Grupo do ensaio de tração transversal com sacrifício no vigésimo dia pós-operatório
E.R.	Energia de ruptura
DP	Desvio Padrão
GL	Graus de Liberdade

SÍMBOLOS

σ	Tensão (<i>stress</i>)
ε	Deformidade Específica (<i>strain</i>)
σ_{ij}	Tensor tensão
ε_{ij}	Deformação Específica
Ψ	<i>Creep</i>
ϕ	<i>Relaxation</i>
ν	Coefficiente de <i>Poisson</i>
η	Coefficiente de viscosidade
σ_{ij}	Razão de carga
ε_{ij}	Razão de deformação específica
F	Força
A	Área da secção transversal à direcção de aplicação da força
E	Módulo de Elasticidade (Módulo de <i>Young</i>)
L₀	Comprimento inicial do espécime
L	Comprimento final do espécime
t	Variável do teste de Student
G	Módulo de cisalhamento (<i>shear modulus</i>)
K	Módulo volumétrico (<i>bulk modulus</i>)



RESUMO

A deiscência de uma anastomose colônica implica em complicação cirúrgica grave, cuja perfeita cicatrização dependerá de muitos fatores, dentre os quais, o preparo pré-operatório do cólon, a técnica cirúrgica empregada, o estado nutricional do paciente e as condições patológicas concomitantes, tais como infecções, isquemia e obstrução distal, entre outras.

Visando contribuir para com as pesquisas científicas nesta área, foi analisado, nesta dissertação, o comportamento mecânico do cólon íntegro e com anastomose, de acordo com os conceitos de resistência dos materiais, incluídos na Mecânica dos Meios Contínuos. Para tanto, o experimento realizado contou com setenta e dois ratos *Wistar* machos, com peso em torno de trezentos e cinquenta gramas cada um, divididos em seis grupos de doze animais. Destes, quarenta e oito animais foram submetidos a procedimento cirúrgico, que consistiu na secção transversal do cólon distal e anastomose término-terminal. O restante dos animais, somando um total de vinte e quatro, não foram submetidos a cirurgia para constituir os dois grupos de controle, cada um contendo doze animais. Em todos os experimentos foi realizado um ensaio uniaxial de resistência à tração, do cólon distal, ressecado no vigésimo ou no décimo dia pós-operatório, utilizando-se uma Prensa Universal, na direção longitudinal ou transversal, de acordo com o grupo a que pertencia o animal.

A análise dos resultados obtidos permitiu-nos concluir que:

1. O comportamento mecânico do cólon (Energia de Ruptura, Coeficiente de Elasticidade, Tensão de Ruptura, Deformação Específica de Ruptura) altera-se após uma anastomose, acompanhando as mudanças em sua composição bioquímica que ocorrem durante o processo de cicatrização.
2. Os ensaios uniaxiais elásticos são válidos para o estudo da cicatrização de anastomoses colônicas.



1. INTRODUÇÃO

1.1. CONSIDERAÇÕES GERAIS

A deiscência de uma anastomose intestinal, ou sua estenose, ambas resultantes da cicatrização inadequada do intestino, está entre os maiores problemas das cirurgias gastrointestinais (BRENNAN, PICKFORD, EVANS, POLLOCK, 1982; STROMBERG & KLEIN, 1982; KHOURY & WAXMAN, 1983; RAVO, 1988; HENDRIKS & MAST BOOM, 1990; CALI, SMYRK, BLATCHFORD, THORSON, CHRISTENSEN, 1993; AMARAL, 1997; SANTOS JR., 1998; ZILLING, JANSSON, WALTHER, OTTOSSON, 1999). O grande número de cirurgias colônicas, realizadas anualmente, por uma variedade de moléstias e trauma, torna o conhecimento da cicatrização colônica de fundamental importância. Garantir a integridade das anastomoses colônicas tem sido um dos interesses primordiais dos cirurgiões há muito tempo (HALSTED, 1887). Numerosos estudos sobre a cicatrização de feridas voltaram-se à determinação dos fatores que contribuem para a deiscência anastomótica e sua prevenção. Mesmo em circunstâncias ideais, vazamentos anastomóticos, clinicamente evidentes ou ocultos, acontecem em níveis de zero a trinta e cinco por cento (AMARAL, 1997; SANTOS JR., 1998), estando entre as mais sérias causas de morbidade e mortalidade após anastomoses colônicas, que ainda acontecem apesar do desenvolvimento de novas técnicas cirúrgicas, novos materiais e dispositivos de sutura, bem como novos instrumentos de grampeamento. Este fato pode ser explicado devido ao efeito dinâmico que múltiplos fatores exercem sobre a cicatrização de uma anastomose, tais como: choque, sepse peritoneal, preparo intestinal inadequado, estado nutricional, idade avançada, obesidade, malignidade, coagulopatia, dependência de esteróides, uremia, abscesso, radioterapia, diabetes, perfuração, fístula, obstrução distal, anemia, contaminação fecal e deficiência de vitamina C, ferro, zinco, metionina e cisteína (RAVO, 1988; KORUDA & ROLANDELLI, 1990). Devido a este caráter multifatorial, é difícil o estudo dos mecanismos de ocorrência e prevenção da deiscência das anastomoses colônicas na prática clínica, o que tem levado os pesquisadores ao desenvolvimento e aperfeiçoamento de modelos animais que permitam

acompanhar e analisar o processo fisiológico de cicatrização do cólon, bem como a patogênese de seu malôgro. As bases destes estudos repousam, portanto, em modelos experimentais (KORUDA & ROLANDELLI, 1990).

Pesquisadores têm considerado importante o estudo da resistência intrínseca das anastomoses à ruptura (resistência mecânica), para os quais dois métodos têm sido utilizados (KORUDA & ROLANDELLI, 1990). O primeiro é uma medida da resistência à ruptura longitudinal, onde os dois extremos do segmento da anastomose são tracionados e um tensiômetro afere a tensão em que ocorre a ruptura da linha anastomótica. Embora largamente utilizado, este método é passível de críticas por ser difícil aplicar uma força homogeneamente em toda a circunferência da parede intestinal, além de nenhuma força ser aplicada na direção circular.

O segundo método afere a resistência da anastomose à pressão intraluminal. Ocluem-se os dois extremos do segmento contendo a linha de anastomose, ao centro, insere-se uma cânula que infundirá líquido ou ar na luz da alça até que ocorra a ruptura da mesma. A pressão neste momento é dita "pressão de ruptura". Este método, também, é passível de críticas, pois o raio de curvatura da linha de anastomose é, em virtude das suturas e fibrose, menor que o da parede intestinal fora da sutura e, portanto, receberá menor pressão (Lei de Laplace), sendo que a ruptura tenderá a ocorrer fora da anastomose, dando a falsa impressão de maior resistência à pressão na área suturada. (KORUDA & ROLANDELLI, 1990).

Pelo fato de não fornecerem dados satisfatórios e conclusivos, estes ensaios prescindem de um tratamento matemático mais profundo. O conhecimento e entendimento do comportamento mecânico do cólon é necessário para que seja possível determinar que tipo de ensaio avaliará, efetivamente, a resistência intrínseca de uma anastomose (FUNG, 1967).

Segundo FUNG(1993) o termo "mecânica" foi usado por Galileo para descrever a força, o movimento e a resistência dos materiais. Ao longo dos anos seu significado tem-se ampliado para abranger o estudo dos movimentos de todos os tipos de partículas e *continua*, incluindo quantas, átomos, moléculas, gases, líquidos, sólidos, estruturas, estrelas e galáxias. Em *latu sensu*, ela é aplicada à análise de todo sistema dinâmico. Desta maneira,

termodinâmica, transferência de massa e calor, cibernética, métodos de computação, entre outros, são considerados "províncias" da mecânica. O mundo biológico é uma parte do mundo físico e, portanto, um objeto de estudo da mecânica.

Ainda segundo FUNG (1993), a biomecânica busca entender a mecânica dos sistemas vivos. Em relação a um organismo, a biomecânica auxilia no entendimento de seu funcionamento normal, prediz mudanças consequentes a alterações e propõe métodos de intervenção artificiais. Portanto, diagnose, cirurgia e próteses estão intimamente associadas a ela. A biomecânica participou, virtualmente, de cada avanço moderno da ciência e tecnologia médica. Aparentemente a cirurgia pode ser considerada uma atividade não relacionada à mecânica, porém a cicatrização e a reabilitação estão intimamente relacionadas à tensão e deformação dos tecidos. A biomecânica ajudou a resolver, ainda, problemas clínicos do sistema cardiovascular através da invenção e análise de válvulas cardíacas prostéticas, aparelhos de assistência cárdio-vascular, circulação extra-corpórea, bombas coração-pulmão, máquinas de hemodiálise, além de contribuir para com o avanço dos transplantes cardíacos.

Um desenvolvimento maior da biomecânica está associado à ortopedia, constituindo uma ferramenta de uso diário. As pesquisas nesta área não só incluem cirurgia, próteses, materiais implantáveis e membros artificiais, como também, aspectos moleculares e celulares da cicatrização em relação à tensão e deformação e da engenharia dos tecidos ósseo, cartilaginoso e tendíneo, sendo a biomecânica do trauma, lesões e reabilitação, cada vez mais importante para a sociedade moderna. A maior contribuição da biomecânica moderna à medicina tem sido, sem dúvida, possibilitar um melhor entendimento da fisiologia, podendo a metodologia e padronização mecânicas serem adotadas para elucidar questões complexas da tecnologia da ciência da saúde (FUNG, 1993).

O método de abordagem da biomecânica, descrito por FUNG (1993), de acordo com a tradição da física e da engenharia, segue os seguintes passos:

1. Estudo da morfologia do organismo: anatomia, histologia, estrutura e ultraestrutura dos materiais para conhecer a configuração geométrica do objeto em estudo.
2. Determinar as propriedades mecânicas dos materiais ou tecidos que estão envolvidos no problema.
3. Deduzir, com base nas leis fundamentais da física (conservação da massa, conservação do *momentum*, conservação da energia, equações de Maxwell, entre outras) e nas Equações Constitutivas dos materiais, as equações diferenciais ou integrais que regem o comportamento mecânico do espécimen em estudo.
4. Analisar o ambiente onde se encontra o material em estudo, para simular condições próximas às ideais.
5. Solucionar o problema dos valores limite analítica, numérica ou experimentalmente.
6. Executar experimentos que testem as soluções dos problemas dos valores limite.
7. Comparar os resultados obtidos experimentalmente com os correspondentes teóricos, determinando se a hipótese teórica é justificada e, em sendo, encontrar os valores numéricos dos coeficientes indeterminados das Equações Constitutivas.
8. A teoria assim elaborada pode ser usada para prever o surgimento de outros problemas de valores limite associados às mesmas equações básicas. Desta forma, pode-se utilizar o método para explorar aplicações práticas da teoria e dos experimentos.

Apesar de sua grande importância, pouco se conhece da mecânica dos músculos lisos e, conseqüentemente, do cólon, do qual não conhecemos as Equações Constitutivas (HAUT & LITTLE, 1972; SNYDER & LEE, 1975; LANIR, 1983; FUNG, 1993). Para tanto, no que diz respeito ao cólon, já foi cumprido o passo número um, visto que sua anatomia, histologia, estrutura e ultraestrutura já são conhecidas. Resta ainda, o de número dois, ou seja, determinar as propriedades mecânicas do cólon, visando a determinação de suas Equações Constitutivas.

Uma das maiores dificuldades das pesquisas em biomecânica é o hiato de informação sobre as Equações Constitutivas dos tecidos vivos. Sem as leis constitutivas nenhuma análise pode ser feita (FUNG, 1993). Por outro lado, sem a resolução dos problemas de valores limites as leis constitutivas não podem ser determinadas. Apresenta-se, portanto, uma situação em que uma análise séria, usualmente difícil em virtude do comportamento não linear do material biológico, deve ser realizada para materiais hipotéticos, com a esperança de que estes experimentos produzam resultados concordantes, caso contrário, novas análises deverão ser feitas, partindo-se de diferentes pontos de vista (GOU, 1970; FUNG, 1993).

Segundo FORRESTER (1973), a importância estrutural da pele e outros tecidos conjuntivos na transmissão de forças através do corpo humano já é bem compreendida há muito tempo. Igualmente importante, porém menos compreendidas, são as propriedades mecânicas destes tecidos nos diferentes momentos da cicatrização seguinte a uma lesão.

Ainda segundo FORRESTER (1973), uma propriedade fundamental das feridas em cicatrização é sua resistência, ou capacidade de resistir, à ruptura. Hunter (1767) e Paget (1853) avaliaram este fenômeno através da medida da resistência à ruptura - ou seja, a carga necessária para romper a cicatriz. Poucos estudos deste tipo foram realizados posteriormente até que HOWES *et al.* (1929) popularizaram um procedimento baseado no método de Leonardo da Vinci para testar a resistência de um arame de ferro. Um pequeno cesto era fixado ao arame, sendo progressivamente enchido com areia de um reservatório, até que o arame se rompesse. Então, cesto e areia eram pesados, sendo o Peso Máximo Suportado a medida da resistência do arame.

Estes primeiros métodos de teste não levaram em consideração a área da secção transversal do tecido em estudo, devido às dificuldades para a obtenção destas medidas e pela resistência à ruptura da cicatriz, aparentemente, refletir bem o que ocorre na prática clínica quando uma ferida não cicatriza corretamente. Muitos trabalhos posteriores confirmaram esta relação também na cicatrização de anastomoses (JIBORN, A.; AHONEN, J.; ZEDERFELDT, B., 1978b; JIBORN *et al.*, 1978c; MINOSSI, 1990; NARESSE, 1990; VERDERESE, 1993; LOPES, 1995; MINOSSI, 1995). Porém,

apesar de um considerável número de úteis e significantes dados sobre os fundamentos da biologia das feridas em cicatrização terem sido obtidos aferindo-se somente a resistência à ruptura, uma compreensão maior deste fenômeno se fez necessária, para tanto, métodos mais sofisticados de análise mecânica foram empregados (ÅBERG & AXELSSON, 1965; FUNG, 1967 ; JAMISON, MARANGONI, GLASER, 1968; FORRESTER, 1973; GOTTRUP, 1980; GOTTRUP, 1981; GOTTRUP, 1983; FUNG, 1993).

Para uma análise mais minuciosa do comportamento mecânico dos tecidos biológicos são necessários estudos de Mecânica dos Meios Contínuos (FUNG, 1967; STROMBERG & WIEDERHIELM, 1969; GOU, 1970; MOHSENIN, 1970). De acordo com estes, a capacidade de resistir à ruptura é incompletamente descrita por medidas isoladas de resistência, quer sejam de resistência à ruptura ou resistência elástica. Aplique-se um carregamento progressivo a um espécimen até sua ruptura, sendo sua extensão aferida continuamente. Deste modo, carga e extensão, plotadas num sistema de ordenadas e abscissas descreverão uma curva, estando a área sob esta curva diretamente relacionada ao trabalho desenvolvido para romper o espécimen, área esta equivalente à absorção de energia. Portanto, a área sob a curva é a medida crítica. A figura 1.1.1 mostra como esta área (absorção de energia) pode variar em espécimens com o mesmo ponto de ruptura (FORRESTER, 1973).

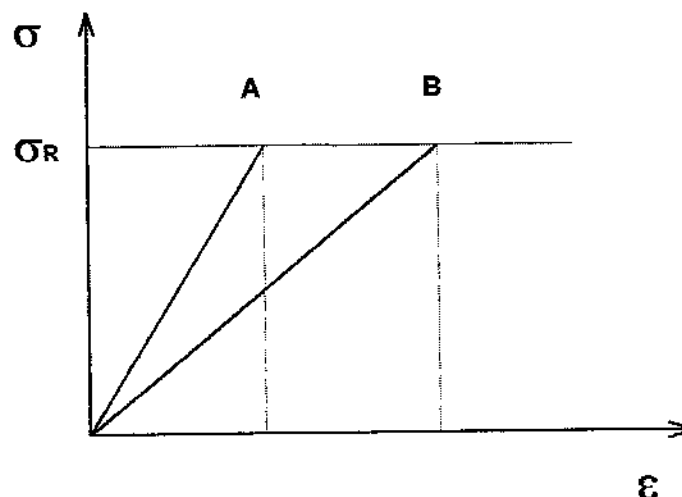


FIGURA 1.1.1- Diagrama Tensão x Deformação de dois espécimens com mesma carga de ruptura.

Neste exemplo, o espécimen A é menos flexível que o B, sendo mais facilmente rompido; a capacidade de resistir à ruptura (absorção de energia) é medida pela área sob a curva e não pela carga no ponto de ruptura. (FORRESTER, 1973). Isto posto, fica clara a importância de uma análise matemática cuidadosa e minuciosa na interpretação dos ensaios mecânicos dos tecidos biológicos, para delineararmos corretamente seu significado.

1.2– Bases Teóricas

1.2.1- Anastomoses intestinais

Ponto crítico da cirurgia gastrintestinal, as anastomoses têm sido motivo de estudo e pesquisas há mais de cem anos (HALSTED, 1887). Sua deiscência implica em complicação de gravidade variável que contribui com altos índices de morbimortalidade e com aumento dos custos do tratamento cirúrgico das doenças gastroenterológicas (KHOURY & WAXMAN, 1983; CALI et al.,1993). Mesmo nos dias atuais, a deiscência de anastomoses do intestino grosso é relatada numa frequência que varia de zero a trinta e cinco por cento (HENDRIKS & MASTBOOM, 1990; AMARAL, 1997; ZILLING et al., 1999), podendo evoluir com invalidez temporária ou permanente, sendo responsável por mais de trinta por cento dos óbitos relacionados com as retossigmoidectomias anteriores (SANTOS JR, 1998). Portanto, a confecção de uma anastomose de forma absolutamente segura continua sendo um desafio para os cirurgiões, existindo um grande número de dispositivos mecânicos e de técnicas descritas para executá-las, todos com o objetivo de garantir sua segurança. Há mais de três centenas deles publicados, duzentos e cinquenta descritos até 1923 (KERR, 1923), sendo que a pesquisa para a anastomose tecnicamente ideal continua em andamento. A experiência acumulada com os estudos clínicos e experimentais permite-nos observar a existência de um grande número de fatores intrínsecos e extrínsecos

participando na etiologia das deiscências. A Tabela 1.2.1.1 enumera-os (RAVO, 1988; SANTOS JR,1998).

FATORES	VARIÁVEIS
Intrínsecos	<p>Choque</p> <p>Sepse peritonal</p> <p>Estado nutricional (desnutrição, obesidade)</p> <p>Distúrbios metabólicos (diabetes, uremia)</p> <p>Idade avançada</p> <p>Dependência de esteróides</p> <p>Malignidade</p> <p>Coagulopatia</p>
Extrínsecos	<p>Preparo intestinal inadequado</p> <p>Radioterapia</p> <p>Infecção local, flora intestinal</p> <p>Exclusão da submucosa</p> <p>Tensão na linha de sutura</p> <p>Falhas técnicas</p>

Tabela 1.2.1.1 - Fatores que contribuem para a deiscência das anastomoses do intestino grosso.

Em síntese, podemos dizer que os fatores intrínsecos relacionam-se com a deficiência de nutrição das partes a serem suturadas e do segmento anastomosado, já os extrínsecos, na sua maioria, estão relacionados à técnica cirúrgica (SANTOS JR.,1998)

1.2.2.-Considerações gerais sobre biomêcanica

No mundo biológico, segundo FUNG (1993.), átomos e moléculas, se organizam em células, tecidos, órgãos e organismos individuais. É necessário estudar a movimentação da matéria dentro e em torno dos organismos. Em nível atômico e molecular o movimento da matéria pode ser analisado por quantuns, relatividade e estatística matemática. Para células, tecidos, órgãos e organismos é usualmente suficiente tomarmos as Leis do Movimento de Newton como axiomas. Nestes sistemas é conveniente considerar o material como um meio contínuo (*continuum*).

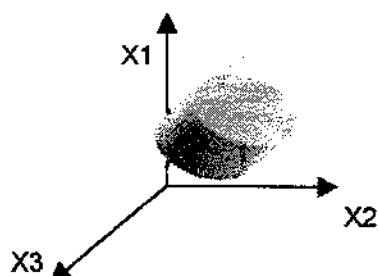
Em matemática, o conjunto dos números reais é um *continuum*. Entre dois números reais quaisquer existe um outro número real. A definição clássica de um *continuum* material é a de um isomorfismo com o sistema dos números reais num espaço tridimensional Euclidiano: entre duas partículas quaisquer de material existe outra partícula de material. A física não considera a distribuição espacial de partículas elementares (átomos e moléculas) num organismo vivo como sendo isomórfica ao sistema dos números reais. É necessário modificar a definição clássica de *continuum* antes de aplicá-la à biologia. Esta modificação é baseada no fato de que as observações dos organismos vivos podem ser feitas em diversos níveis de grandeza: a olho nu, ao microscópio óptico, ao microscópio eletrônico ou ao microscópio de tunelamento. Cada um destes instrumentos define um limite de grandeza, abaixo do qual pouca informação pode ser obtida. As imagens de uma unidade biológica variam grandemente de acordo com a grandeza da ampliação. Isto permite definir um *continuum* do mundo real limitado a uma determinada escala de ampliação. Considerar um sistema com grande número de átomos e moléculas como *continuum* simplifica grandemente as análises, o que permite expressar suas propriedades mecânicas por equações constitutivas, definidas a partir de estudos de Mecânica dos Meios Contínuos (LANIR, 1983). As equações constitutivas especificam as propriedades mecânicas do material em estudo (FUNG, 1967; HAUT & LITTLE, 1972; SOONG & HUANG, 1973). Estas propriedades mecânicas podem ser definidas como sendo o comportamento de um material quando lhe são

aplicadas forças; o comportamento tensão-deformação de um material submetido a um carregamento estático ou dinâmico é uma propriedade mecânica deste material (MOHSENIN, 1970). Por existir uma grande variedade de materiais, existe, também, um grande número de equações constitutivas. Surpreendentemente, três equações, simples e “ideais”, que relacionam tensão-deformação, denominadas “Equação dos Fluidos não Viscosos”, “Equação dos Fluidos Viscosos Newtonianos” e “Equação dos Sólidos Elásticos Hookeanos”, fornecem uma boa descrição das propriedades mecânicas de muitos materiais existentes. Ar, água e muitos materiais estruturais de engenharia, podem ser descritos por estas equações idealizadas (BEER & JOHNSTON JR., 1980). Já os materiais biológicos não podem ser descritos tão simplesmente. (FUNG, 1967; SNYDER & LEE, 1975; FUNG, 1993)

As teorias clássicas da Mecânica de Materiais (Mecânica dos Meios Contínuos) são utilizadas como suporte teórico para o estudo do comportamento mecânico de tecidos biológicos (FUNG, 1993). A mais clássica delas é conhecida como Teoria da Elasticidade Linear, descrita por Hooke e mencionada por vários autores (TIMOSHENKO & GOODIER, 1970; MASE, 1970; FUNG, 1993). Conforme será exposto no próximo item, tal teoria não prevê a influência do parâmetro tempo. Essa teoria serve de suporte básico e elementar para qualquer classe de comportamento mecânico material, como é o caso dos materiais de engenharia, em geral, como concreto, madeira, aço, certos plásticos, entre outros (BEER & JOHNSTON JR, 1980). Em outras palavras, essa teoria explica, satisfatoriamente, as relações força-deformação para esses materiais. Porém, quando o comportamento mecânico passa a exibir dependência do parâmetro tempo, o fenômeno passa a ser interpretado pelas equações da Viscoelasticidade Linear. A rigor, os tecidos biológicos seriam melhor interpretados por equações Viscoelásticas não Lineares(DAL FABRO, 1979). Porém, tal interpretação foge do escopo do presente trabalho, devendo ser enfatizado que a Viscoelasticidade não Linear ainda não está satisfatoriamente desenvolvida.

1.2.3.- Teoria da elasticidade

A Lei de Hooke, devida ao matemático inglês Robert Hooke (1635-1703), expressa o modelo mais simples de comportamento mecânico de materiais (MASE, 1970), sendo conhecida como a expressão da Elasticidade Linear em três dimensões:



X1, X2, X3 = dimensões do espaço tridimensional
(Altura, Comprimento, Profundidade)
correspondentes às ordenadas clássicas x, y e z.

Figura 1.2.3.1 - Corpo de prova no espaço tridimensional.

O que comumente tem sido chamado de força e deformação, cuja relação mostra o comportamento mecânico do material em estudo, serão, na lei de Hooke, transformados em tensão (σ - *Stress*) e deformação específica (ε - *Strain*). A lei de Hooke é expressa por uma equação linear em σ_{ij} e ε_{ij} , não envolvendo o parâmetro tempo. As formas tensoriais de σ_{ij} e ε_{ij} retratam estas grandezas físicas em três dimensões (na direção X1, X2 ou X3), onde i e j são denominados índices do tensor cartesiano, os quais, em nosso caso, assumem os valores $i = 1, 2$ ou 3 e $j = 1, 2$ ou 3 , de acordo com a direção em que estão sendo aplicadas as cargas. O tensor tensão σ_{ij} (*stress tensor*) representa carga ou tensão ou força sobre área, ao passo que ε_{ij} representa a deformação específica, ou seja:

(equação 1.2.3.1) $\sigma_{ij} = F / A$

em que A = Área da secção transversal onde atua a força F

(equação 1.2.3.2) $\epsilon_{ij} = (L - L_0) / L_0$

em que L_0 = comprimento inicial do espécime sob tensão.

L = comprimento do espécime deformado.

A Lei de Hooke em três dimensões pode ser expressa, segundo MASE (1970), como

(equação 1.2.3.3) $\sigma_{ij} = (E / (1+\nu)) \epsilon_{ij} + (\nu / (1-2\nu)) \delta_{ij} \epsilon_{kk}$

ou

(equação 1.2.3.4) $\epsilon_{ij} = ((1+\nu) / E) \sigma_{ij} - (\nu / E) \delta_{ij} \sigma_{kk}$

em que $\delta_{ij} = 1$, para $i = j$ e $\delta_{ij} = 0$ para $i \neq j$

Os índices repetidos kk de σ_{kk} e ϵ_{kk} obedecem à convenção da Soma, ou seja :

$$\sigma_{kk} = \sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33} \text{ e } \epsilon_{kk} = \epsilon_{11} + \epsilon_{22} + \epsilon_{33}$$

Quando o carregamento do espécimen é feito por uma pressão hidrostática uniforme, podemos definir o módulo de elasticidade volumétrico (K - *bulk modulus*),

(equação 1.2.3.5) $K = E / (3(1-2\nu))$

que relaciona a pressão à dilatação volumétrica do espécimen. Nos ensaios de cisalhamento, o módulo de cisalhamento, ou módulo de elasticidade transversal (*G- shear modulus*), relaciona os componentes de cisalhamento, tensão e deformação:

(equação 1.2.3.6) $G = E / 2 (1 + \nu)$

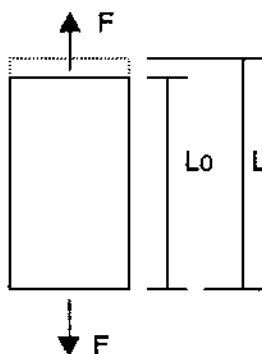
As quatro constantes da elasticidade, E (módulo de elasticidade), ν (coeficiente de Poisson), G (módulo de cisalhamento) e K (módulo volumétrico), caracterizam, então, o comportamento mecânico elástico linear do material. A notação tensorial da Lei de Hooke seria, de forma generalizada:

(equação 1.2.3.7) $\sigma_{ij} = f(\epsilon_{ij}, E, K, \nu, G)$

Quando um ensaio uniaxial ($i=j$) é levado a cabo, as equações (1.2.3.3) e (1.2.3.4) tomam a forma clássica:

(equação 1.2.3.8) $\sigma_{11} = E \cdot \epsilon_{11}$

em que apenas a constante E (módulo de elasticidade, módulo elástico ou módulo de Young) é envolvida. A figura abaixo ilustra um ensaio de tração uniaxial



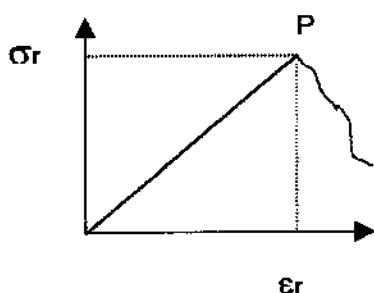
F = força aplicada ao longo de um único eixo do espécimen (uniaxial)

L_0 = comprimento inicial do espécimen

L = comprimento do espécimen deformado

Figura 1. 2.3.2 - Ilustração de um ensaio uniaxial de tração.

A plotagem do ensaio uniaxial expresso pela equação (1.2.3.8) teria a seguinte forma:



E = módulo de elasticidade = declividade da curva

P = ponto de ruptura

σ_r = tensão de ruptura

ϵ_r = deformação específica de ruptura

$E.R.$ = energia de ruptura = área sob a curva

Figura 1. 2.3.3 - Expressão gráfica de um ensaio uniaxial de tração (diagrama Tensão x Deformação).

Neste gráfico é mostrado o ponto P da curva em que o fenômeno elástico linear termina, ou seja, após o qual o fenômeno deixa de ser linear e o espécimen entra na fase plástica (perda de proporcionalidade entre σ_{ij} e ϵ_{ij}), ocorrendo a ruptura. A Lei de Hooke se limita, apenas, a descrever a proporcionalidade linear entre os tensores σ_{ij} e ϵ_{ij} e não o fenômeno da ruptura. Conforme o gráfico da Figura 1.2.3.3, ainda, a área entre a curva característica e o eixo horizontal corresponde à energia acumulada durante o processo de carregamento do espécimen. Se o carregamento for levado a efeito até a ruptura, a energia assim obtida representará a energia acumulada até o ponto de ruptura, também denominada energia de ruptura ($E.R.$). Da mesma forma, teremos tensão de ruptura (σ_r), que significa a tensão no ponto de ruptura, bem como a deformação específica de ruptura (ϵ_r). Estes não são os únicos parâmetros envolvidos no processo de ruptura, outros parâmetros, não determinados neste trabalho, figurariam como possíveis parâmetros de ruptura. Porém, apenas um deles figura como característica própria do material em estudo, sendo tomado como fator crítico de ruptura. Isto é estudado no capítulo da Mecânica dos Meios Contínuos, inserido em Plasticidade, conhecido como Teorias de Ruptura (DAL FABBRO, 1979).

1.2.4. - Teoria da viscoelasticidade

Segundo JAMISON et al. (1968), viscoelasticidade, como o próprio nome sugere, é o estudo generalizado das propriedades e respostas peculiares à elasticidade e à viscosidade. De acordo com a elasticidade clássica, as propriedades mecânicas dos sólidos perfeitamente elásticos são descritas pela Lei de Hooke, que afirma ser a tensão diretamente proporcional à deformação, porém independente do padrão de deformação. A teoria da hidrodinâmica afirma que as propriedades dos líquidos viscosos perfeitos seguem a Lei de Newton, que diz ser a tensão diretamente proporcional ao padrão de deformação, porém independente da deformação. As leis de Hooke e Newton podem ser representadas, matematicamente, pelas seguintes equações:

Lei de Hooke:

(equação 1.2.4.1) $\sigma = E \cdot \varepsilon$

Lei de Newton:

(equação 1.2.4.2) $\sigma = \eta \, d\varepsilon / dt$ onde η = viscosidade

Substâncias reais, no entanto, raramente seguem estas idealizações. Duas variações principais são as anomalias de tensão e de tempo. Numa anomalia de tensão, a deformação ou o padrão de deformação podem não ser diretamente proporcionais à tensão, mas podem depender dela de um modo mais complexo, enquanto que uma anomalia de tempo indica que a tensão pode depender da deformação e do padrão de deformação simultaneamente. Por essa razão, estas anomalias de tempo sugerem um comportamento que combina características de líquidos e sólidos, comportamento este, denominado viscoelástico. Quando existem somente anomalias de tempo, o comportamento é definido como viscoelástico linear, ou seja, a proporção entre

tensão e deformação é função apenas do tempo e não da magnitude da tensão. (JAMISON et al., 1968).

Modelos mecânicos são freqüentemente utilizados para descrever e analisar o comportamento viscoelástico dos materiais (FUNG, 1993). Sendo conhecidos como Modelos Analógicos de Maxwell e de Kelvin, com todas as suas inúmeras variações, caracterizam o material pela associação de molas lineares (com constante de mola E) e amortecedores (com coeficiente de viscosidade η). Estes modelos consideram que uma mola linear produz, instantaneamente, uma deformação proporcional à carga nela aplicada e um amortecedor produz uma velocidade proporcional à carga recebida, a qualquer instante. (FUNG, 1993)

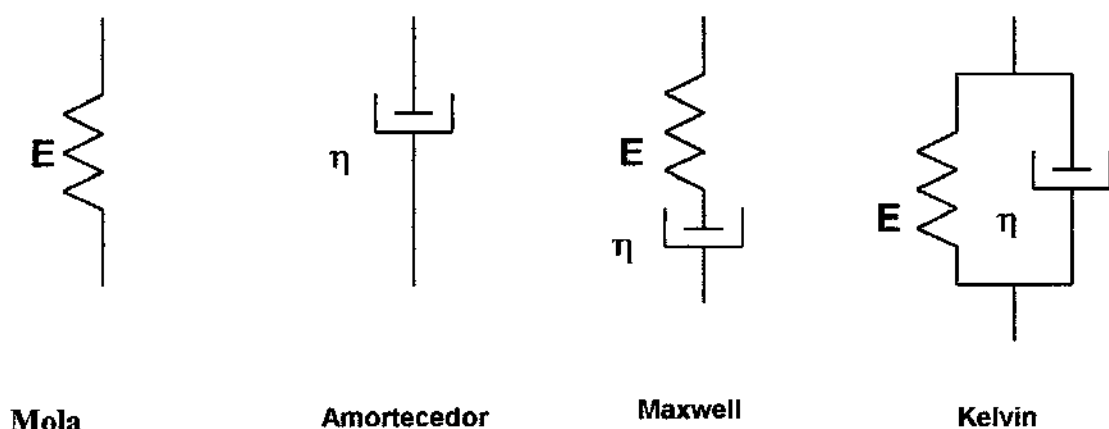


Figura 1.2.4.1 - Modelos mecânicos básicos.

Estes modelos, porém, representam somente o comportamento macroscópico do material, sem aprofundar-se nas modificações moleculares responsáveis pelo fenômeno viscoelástico (JAMISON et al., 1968.).

Uma outra forma de estudar o fenômeno viscoelástico linear, mais rigorosa e mais completa, é através de análises matemáticas (STROMBERG & WIEDERHIELM, 1969; MASE, 1970). Quando o parâmetro tempo passa a

fazer parte do relacionamento tensão-deformação ($\sigma_{ij} \times \varepsilon_{ij}$) o comportamento mecânico do material é dito viscoelástico linear, podendo ser expresso pela seguinte equação:

$$(equação 1.2.4.3) \quad \sigma_{ij}(t) = f[\varepsilon_{ij}(t), \dot{\varepsilon}_{ij}(t), \dot{\sigma}_{ij}(t), \Psi(t), \phi(t)]$$

em que $\Psi(t)$ (*creep*) e $\phi(t)$ (*relaxation*) são funções que substituem as constantes E, ν , G, K, no papel de caracterizar mecanicamente o material. Também os fatores razão de carga ($\dot{\sigma}_{ij}(t)$ - *stress rate*) e razão de deformação específica ($\dot{\varepsilon}_{ij}(t)$ - *strain rate*) são importantes, sendo que os tensores Tensão e Deformação Específica passam a relacionar-se como segue:

$$(equação 1.2.4.4) \quad \sigma_{ij}(t) = \int_0^t \phi(t - \tau) [d\varepsilon_{ij}(\tau) / d\tau] d\tau$$

ou

$$(equação 1.2.4.5) \quad \varepsilon_{ij}(t) = \int_0^t \Psi(t - \tau) [d\sigma_{ij}(\tau) / d\tau] d\tau$$

em que τ é variável de integração e

$$(equação 1.2.4.6) \quad \dot{\sigma}_{ij}(t) = d\sigma_{ij}(t) / dt = \text{stress rate} = \text{razão de carga}$$

e

$$(equação 1.2.4.7) \quad \dot{\varepsilon}_{ij}(t) = d\varepsilon_{ij}(t) / dt = \text{strain rate} = \text{razão de deformação específica}$$

Em um ensaio uniaxial, teríamos:

$$(equação 1.2.4.8) \quad \dot{\sigma}_{11}(t) = d\sigma_{11}(t) / dt$$

e

$$(equação 1.2.4.9) \quad \dot{\epsilon}_{11}(t) = d \epsilon_{11}(t) / d(t)$$

sendo que $\dot{\epsilon}_{11}(t)$ pode ser deduzida a partir da velocidade de operação da prensa teste, em que apenas a razão de deformação é controlada.

O comportamento viscoelástico dos materiais biológicos justifica os ensaios uniaxiais em diversas razões de deformação específica - $\dot{\epsilon}_{ij}(t)$ - ou diversas razões de carga - $\dot{\sigma}_{ij}(t)$.

1.2.5. - Comportamento do colágeno na cicatrização

HALSTED (1887) concluiu que a túnica mais importante do intestino na cicatrização das suturas e anastomoses é a camada *submucosa*, por ser a mais rica em tecido colágeno, o que foi confirmado, posteriormente, por inúmeros autores (LORD, VALIES, BROUGHTON, 1977; LORD, BROUGHTON, WILLIAMS, 1978; JANSEN, BECKER, BRUMMELKAMP, KEEMAN, KLOPPER, 1981; RAVITCH, BROLIN, KOLTER, YAP, 1981). A literatura demonstra, também, que qualquer processo de cicatrização é feito às custas de tecido colágeno (CRONIN, JACKSON, DUNPHY, 1968; MEDEIROS, 1982; PEACOCK, 1984; OLSEN & NIMNI, 1988; RAVO, 1988; FUNG, 1993) e que um dos mais importantes aspectos da cicatrização das feridas é a rapidez com que elas ganham resistência tênsil (PEACOCK, 1984). Segundo FORRESTER (1973), desde 1955, quando Dunphy e Udupa demonstraram que o colágeno na cicatrização tem a maior correlação com as alterações de resistência, investigações bioquímicas têm sido feitas, sendo claro, desde então, que, apesar da resistência das cicatrizes basear-se, primeiramente, na fibrina e nas adesões epiteliais durante os primeiros dias, após este "período de retardo" o colágeno passa a ser o fator mais importante.

O colágeno é um elemento estrutural básico para os tecidos animais. Ele fornece integridade mecânica e resistência aos nossos

corpos(STROMBERG & WIEDERHIELM, 1969). Está presente numa variedade de formas estruturais em diferentes tecidos e órgãos, sendo o elemento estrutural mais importante em vasos sanguíneos, pele, tendões, córnea, esclera, ossos, fâscias, dura mater, colo uterino, entre outros. Suas propriedades mecânicas, portanto, são muito importantes para a biomecânica (HAUT & LITTLE, 1972; SOONG & HUANG, 1973; OLSEN et al., 1988; FUNG,1993).

O colágeno é definido como uma proteína que contém, predominantemente, uma conformação em tripla-hélice, funcionando como um suporte para elementos numa matriz extra-celular. Um agregado de moléculas de tropocolágeno forma uma fibrila de colágeno. Agregados de fibrilas, por sua vez, formam fibras colágenas. Estas fibras estão integradas a células e substância inter-celular, compondo os tecidos. A substância inter-celular é composta de fibras colágenas, elastina, reticulina e um gel hidrofílico denominado substância amorfa (*ground substance*). A composição da substância amorfa varia de acordo com o tipo de tecido, porém sempre contém mucopolissacárides (glicosaminoglicanas) e fluidos. O movimento da água na substância amorfa é um problema de profundo interesse em biomecânica, porém de extrema complexidade. Dependendo de como as fibras, células e substância amorfa estão organizadas numa estrutura, as propriedades mecânicas do tecido variarão, sendo a estrutura da parede intestinal uma das mais complexas (LORD et al., 1977; OLSEN et al., 1988; FUNG, 1993).

Segundo LORD et al. (1977), o colágeno da submucosa do cólon pode ser denominado como o esqueleto do intestino grosso, sendo seu formato semelhante a um tubo em conformação de favo de mel maleável. A integridade mecânica dessa víscera depende, principalmente, dessa camada altamente organizada de colágeno, podendo haver secção da camada muscular ,como numa cirurgia de miotomia, bem como ulceração da mucosa sem que a integridade do cólon seja quebrada. A estrutura assumida pelo colágeno na submucosa do cólon, explica como uma fibra proteica não elástica fornece à parede intestinal resistência e plasticidade. A cicatrização de uma ferida incisa, segundo PEACOCK (1984), pode ser didaticamente dividida em três fases: fase produtiva, fase fibroplástica e fase de maturação. A fase produtiva

estende-se do momento da lesão até o quarto a sexto dia, nos humanos; durante este período, a reação inflamatória prepara a ferida para a subsequente cicatrização, removendo fragmentos teciduais, material necrótico e bactérias. Ao mesmo tempo, dá-se a mobilização e migração de fibroblastos e células epiteliais, além do acúmulo de proteínas não colagenosas e glicoproteínas da circulação geral. Durante a fase produtiva somente a ação adesiva da fibrina e, subsequentemente, a adesão das células epidérmicas mobilizadas mantém os extremos da ferida unidos. Por volta do quarto a sexto dia, os fibroblastos proliferados iniciam a síntese de colágeno, mucopolissacárides e glicoproteínas. O colágeno é secretado em forma de monômero, sendo rapidamente agregado em fibras. Deste momento em diante há um rápido ganho de resistência tênsil. Não existe uma clara demarcação entre o final da fase anterior, fibroplástica, e o início da fase de maturação, provavelmente, ambas se sobrepõem. O aumento na concentração de colágeno na ferida cessa após o décimo quinto dia. Apesar do conteúdo de colágeno permanecer constante ou diminuir após a fase de fibroplasia, existe um constante ganho de resistência tênsil da ferida, ainda que não à mesma razão observada na fase fibroplástica. Este ganho deve-se a dois fatores: o *cross-linking* intramolecular e intermolecular das fibras colágenas e o remodelamento, advindo da dissolução e reforma das fibras colágenas, resultando num trançado mais forte e eficiente. Este processo de *cross-linking* e remodelamento pode levar de seis meses a um ano para completar-se, de acordo com o tecido em questão, com os tempos mais longos sendo observados nos tecidos fibrosos, como fascias.

Ainda segundo PEACOCK (1984), o tropocolágeno que ainda não foi polimerizado em fibrilas é completamente solubilizado em água fria. Mesmo após a formação de fibrilas, o colágeno é prontamente solúvel em soluções salinas neutras. Entretanto, com o passar do tempo, esta solubilidade decresce até que somente soluções ácidas dissolvam a fibra. Finalmente, um estado de insolubilidade é alcançado, em que somente substâncias que quebrem pontes covalentes, ou destruam totalmente a fibra, conseguirão solubilizar o colágeno.

Mudanças na solubilidade das fibras colágenas ocorrem no colágeno neo-formado que se deposita para formar estruturas de tecido conjuntivo no corpo e na cicatrização de feridas. Simultaneamente, a resistência tênsil das fibras aumenta dramaticamente e continua a aumentar, mesmo após as fibras tornarem-se insolúveis. Todas as propriedades físicas do tecido de cicatrização neo-formado são afetadas pelo *cross-linking*. Este fenômeno deixa as fibras colágenas estáveis, dando-lhes um adequado grau de resistência tênsil e viscoelasticidade para desempenharem suas funções estruturais. O grau de *cross-linking*, o número e a densidade de fibras colágenas em um determinado tecido, bem como sua orientação e diâmetro combinam-se para prover sua função. (OLSEN et al., 1988).

Outro fenômeno da cicatrização é a destruição do colágeno "velho", pelas collagenases, enquanto dá-se a síntese do colágeno "novo", existindo um equilíbrio entre estes dois eventos. É sabido que, para uma cicatriz manter unidas as bordas de uma ferida, o colágeno "novo" deve ligar-se fisicamente ao "velho", presente no tecido circunstante a ela (HAWLEY, FALK, HUNT, DUNPHY, 1970). Com o passar dos dias, com a perda de água e mucopolissacárides pela lesão, dá-se a compressão das fibras colágenas, o que aproxima as áreas de *cross-linking*, permitindo a criação de pontes covalentes entre as fibras, que é o evento primário da maturação da cicatriz(OLSEN et al. 1988). Esta maturação fornece a melhor estrutura mecânica à zona cicatricial (STROMBERG & KLEIN, 1982; PEACOCK, 1984).

A atividade das collagenases foi demonstrada na cicatrização de feridas colônicas (HAWLEY et al., 1970). A maior atividade ocorre imediatamente após a lesão e não é confinada à área do trauma, estendendo-se através de todo trato gastrointestinal. Após anastomoses colônicas, demonstrou-se que uma generalizada, porém temporária, diminuição da resistência de toda a parede intestinal ocorre concomitantemente a uma diminuição do conteúdo de colágeno.(JIBORN et al. , 1978 a; JIBORN et al., 1980 a; PEACOCK, 1984).

No estágio inicial da cicatrização acontece um acentuado decréscimo da concentração de colágeno em toda a parede colônica, mais evidente proximalmente à anastomose, segundo CRONIN et al. (1968), IRVIN & HUNT

(1974) , JIBORN et al. (1980 a) e JIBORN et al. (1980 b). Evidenciou-se, portanto, que o equilíbrio entre síntese e lise de colágeno é perturbado pelo procedimento cirúrgico. Foi demonstrado que a atividade da collagenase é aumentada em todo trato gastrointestinal após ressecção colônica com anastomose (HAWLEY et al., 1970; HAWLEY & FAULK, 1970).

Esquemáticamente, o metabolismo do colágeno durante o processo de cicatrização de uma ferida, pode ser descrito conforme mostra a figura 1.2.5.1 (HAWLEY et al. , 1970; PEACOCK, 1984; OLSEN & NIMNI, 1988).

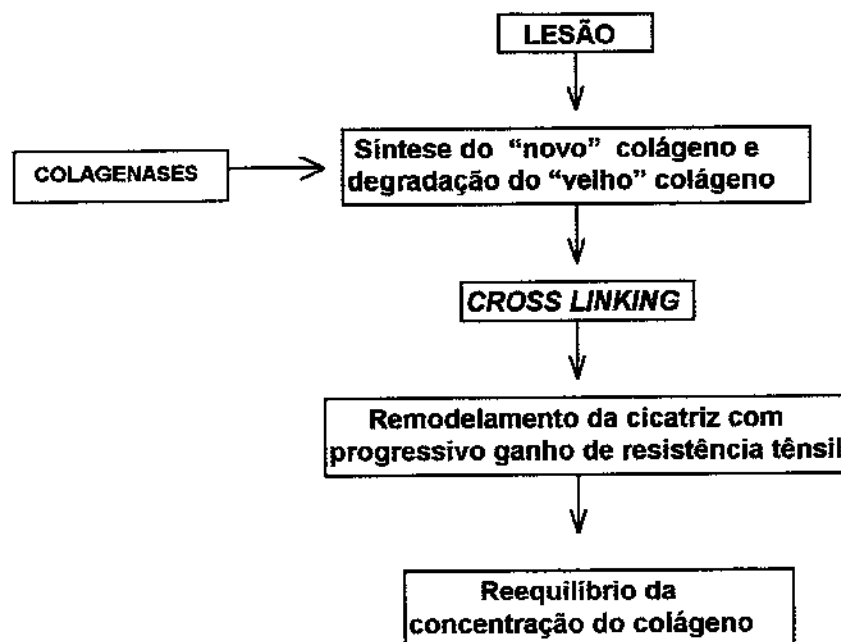


Figura 1.2.5.1 - Metabolismo do colágeno durante o processo de cicatrização de uma ferida.



2. OBJETIVO

O objetivo deste trabalho experimental em ratos é analisar o comportamento mecânico do cólon íntegro e após a confecção de uma anastomose, à luz dos conceitos de Resistência dos Materiais, dentro da Mecânica dos Meios Contínuos, visando verificar a validade dos testes de resistência à tração das anastomoses colônicas experimentais.



3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 – MATERIAL

3.1.1 - Animal de Experimentação

Foram utilizados setenta e dois ratos *Wistar* machos, de aproximadamente sessenta dias, com peso em torno de trezentos e cinquenta gramas, fornecidos pelo Biotério do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados no Laboratório de Técnica Cirúrgica do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, situado no Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental. Os testes mecânicos foram feitos no Laboratório de Propriedades Mecânicas dos Materiais Biológicos do Departamento de Máquinas Agrícolas da Faculdade de Engenharia Agrícola da UNICAMP.

3.1.2. - Plano de Trabalho

Todos os animais foram operados pela autora, utilizando a mesma técnica cirúrgica (Fotos 3.1.2.1 e 3.1.2.2). Quarenta e oito animais foram submetidos a procedimento cirúrgico e outros vinte e quatro animais não operados formaram os dois grupos de controle. Em todos os espécimens foi realizado teste mecânico de resistência à tração, utilizando-se uma Prensa Universal. Os animais foram agrupados da seguinte maneira:

Grupo I, denominado **L10**, composto por doze animais operados, sacrificados no décimo dia pós-operatório; cólons submetidos a teste de tração longitudinal.

Grupo II, denominado **L20**, composto por doze animais operados, sacrificados no vigésimo dia pós-operatório; cólons submetidos a teste de tração longitudinal.

Grupo III, denominado **CL**, grupo de controle longitudinal, composto por doze animais não operados, sendo seus cólons submetidos a teste de tração longitudinal, após sacrifício.

Grupo IV, denominado **T10**, composto por doze animais operados, sacrificados no décimo dia pós-operatório; cólons submetidos a teste de tração transversal.

Grupo V, denominado **T20**, composto por doze animais operados, sacrificados no vigésimo dia pós-operatório; cólons submetidos a teste de tração transversal.

Grupo VI, denominado **CT**, grupo de controle transversal, composto por doze animais não operados, sendo seus cólons submetidos a teste de tração transversal após sacrifício.

3.1.3 - Preparo Pré-Operatório e Anestesia

Nenhum preparo pré-operatório foi efetuado, tendo os animais livre acesso à ração e água. A anestesia foi geral intravenosa, através de punção de veia da cauda do animal. (Foto 3.1.3.1). Utilizou-se como anestésico o Pentobarbital Sódico ((Hypnol ®- Cristália Produtos Químicos e Farmacêuticos Ltda) na dose de trinta miligramas por quilo, sendo ministradas doses suplementares sempre que necessário. A ventilação foi espontânea. (Foto 3.1.3.2).

3.2 - MÉTODOS

3.2.1 – Técnica operatória

De acordo com a literatura, ratos que tiveram anastomoses colônicas confeccionadas com suturas contínuas apresentaram um número significativamente maior de complicações do que os que foram submetidos a anastomoses com pontos separados, sendo que os autores também

preconizam a técnica cirúrgica limpa, não estéril (KORUDA, ROLANDELLI, 1990; JIBORN, AHONEN, ZEDERFELDT, 1978; MEDEIROS, 1982; JIBORN, AHONEN, ZEDERFELDT, 1980). Neste trabalho, todas as anastomoses colônicas foram executadas com pontos separados e técnica cirúrgica limpa, ao longo dos seguintes passos, após punção da veia da cauda do animal e injeção da substância anestésica:

1. Raspagem dos pelos do abdomen.
2. Antissepsia com solução tópica de Polivinilpirrolidona - Iodo a dez por cento.
3. Posicionamento do animal sobre a bandeja sanitária, em pró-clive. (Foto 3.2.1.1)
4. Dilatação do ânus com sonda retal número dezesseis. (Foto 3.2.1.2)
5. Colocação de campo fenestrado. (Foto 3.2.1.3).
6. Incisão abdominal mediana, com cinco centímetros de extensão. (Foto 3.2.1.4).
7. Proteção das bordas da ferida com gazes. (Foto 3.2.1.4).
8. Identificação e exteriorização do ceco.
9. Punção do ceco com catéter intra-venoso número quatorze (Abocath®), fixado por amarração com fio de algodão três zeros. (Fotos 3.2.1.5 e 3.2.1.6).
10. Conexão de equipo a frasco de quinhentos mililitros de solução de cloreto de sódio a nove décimos por cento e ao catéter cecal.
11. Irrigação ceco-anal até completa limpeza mecânica macroscópica do cólon (Fotos 3.2.1.7 e 3.2.1.8), sendo o líquido coletado em cuba-rim posicionada sob a bandeja sanitária(Foto 3.2.1.1). Durante este procedimento manteve-se pinçamento digital do íleo terminal para impedir o refluxo cólon-entérico do soro (Foto 3.2.1.7).
12. Desconexão do equipo do catéter cecal, que é ocluído com tampa.
13. Proteção do ceco com gazes embebidas em soro fisiológico.
14. Troca da base da bandeja sanitária, fixando o animal em decúbito dorsal horizontal . (Foto 3.2.1.9).
15. Identificação do cólon esquerdo e secção dele, no sentido transversal, através de todas as camadas, a dois centímetros e meio

- da reflexão peritoneal, após proteger a cavidade com gaze. (Fotos 3.2.1.12 e 3.2.1.13).
16. Confeção da anastomose em plano único, seromuscular extra-mucoso com justaposição das bordas, com doze pontos separados de fio de Polipropileno sete zeros (Prolene®). Os primeiros dois pontos são localizados um na extremidade mesentérica e outro na anti-mesentérica, sendo utilizados como reparos. Entre eles, de cada lado, são confeccionados outros cinco pontos. Os nós ficam voltados para fora da túnica serosa. (Fotos 3.2.1.12 a 3.2.1.15).
 17. A anastomose é testada pinçando-se digitalmente o íleo terminal e comprimindo-se, suavemente, o ceco. Esta manobra impulsiona o soro fisiológico contido no cólon que dilata a zona da anastomose e, caso existam, evidencia locais de vazamento. (Foto 3.2.1.16).
 18. Retirada do catéter cecal e fechamento do orifício remanescente por sutura em bolsa, com fio de Polipropileno sete zeros. (Foto 3.2.1.17).
 19. Recolocação das vísceras na cavidade abdominal, que é irrigada com quinze mililitros de solução fisiológica, para reposição das perdas hídricas.
 20. Fechamento da parede em dois planos: peritônio, músculos e aponeurose com sutura contínua ancorada de algodão três zeros; pele com sutura contínua simples de algodão três zeros. (Fotos 3.2.1.18 e 3.2.1.19).

3.2.2 - Pós-Operatório

Os animais tiveram livre acesso à água durante as primeiras vinte e quatro horas pós-operatórias, sem qualquer outro tipo de alimento. A seguir, retornaram à dieta padrão do biotério. Os ratos foram inspecionados diariamente, ao longo do período pós-operatório, até a data estabelecida para o sacrifício.

3.2.3 - Sacrifício dos Animais

Os animais, de acordo com o grupo a que pertenciam, foram sacrificados no décimo ou no vigésimo dia pós-operatório, por inalação de dose excessiva de éter sulfúrico.

3.2.4 - Coleta dos Espécimens

Após o sacrifício, foi examinado o aspecto da cavidade peritoneal e da anastomose. (Foto 3.2.4.1). Praticou-se, então, a ressecção de um segmento de vinte milímetros do cólon esquerdo, a partir da reflexão peritoneal, incluindo a anastomose. (Fotos 3.2.4.2, 3.2.4.3 e 3.2.4.4). Este segmento foi liberado de todo o mesentério. (Foto 3.2.4.5).

O material assim obtido foi colocado em soro fisiológico e levado, imediatamente, para o teste mecânico. As dimensões dos espécimens foram, então, aferidas por paquímetro (espessura da parede na anastomose e longe desta: diâmetro interno e externo na anastomose).

3.2.5 - Teste Biomecânico

Os espécimes foram submetidos a ensaios uniaxiais numa Prensa Universal (Ottawa Texture Measurement System, OTMS, com célula de carga de 50 gramas e sistema de aquisição de dados) uma máquina de testes que permite velocidades de deformação constantes. Ela compõem-se de uma base fixa e um cabeçote móvel que excursiona ao longo de um eixo, em rosca sem-fim, comandado por um motor que gira no sentido horário ou anti-horário, permitindo movimentos de tração ou compressão dos espécimens em teste.

são transdutores de força, ou seja, transformam a deformação em sinal elétrico, que é levado a um registrador gráfico e a um microcomputador, fornecendo as curvas Tensão x Deformação. (Foto 3.2.5.1). Os ensaios foram executados à velocidade mínima do cabeçote, que é meio milímetro por segundo.

Para o teste de tração longitudinal foram confeccionadas duas presilhas, revestidas internamente com borracha, o que permitiu a apreensão da víscera sem lesá-la. (Foto 3.2.5.2). Cada presilha foi fixada a uma célula de carga. O cólon ressecado era posicionado entre as presilhas, mantendo-se entre as mesmas uma distância de vinte milímetros, estando a linha de anastomose ao centro. (Fotos 3.2.5.3 e 3.2.5.4). Era, então, aplicada uma tensão em velocidade constante até acontecer a ruptura do espécimen. (Foto 3.2.5.5).

Para o teste de tração transversal, confeccionaram-se dois ganchos, com pequena chanfradura central onde encaixava-se o anel de cinco milímetros de largura, contendo a anastomose, retirado do cólon. (Foto 3.2.5.6). Cada gancho foi fixado a uma célula de carga e a tensão aplicada de maneira idêntica ao teste longitudinal. (Fotos 3.2.5.7 e 3.2.5.8).

3.2.6 - Análise dos Resultados

Cada um dos setenta e dois espécimens foi submetido a um ensaio uniaxial de resistência à tração, que resultou num diagrama Tensão x Deformação. A análise matemática de cada diagrama forneceu os valores de:

- Força de ruptura (F)
- Deformação específica (ε)
- Energia de ruptura (E.R.)
- Tensão de ruptura (σ)
- Deformação específica de ruptura (ε_r)
- Módulo de elasticidade (E)

Os parâmetros selecionados para a análise e comparação dos resultados foram a Energia de Ruptura (E.R.) e o Módulo de Elasticidade (E), sendo o método de análise escolhido o da comparação de médias pelo teste t de Student (BEIGUELMAN, 1994).



Foto 3.1.2.1 – Mesa cirúrgica com material utilizado para os procedimentos cirúrgicos experimentais. Animal anestesiado e posicionado (vista lateral).

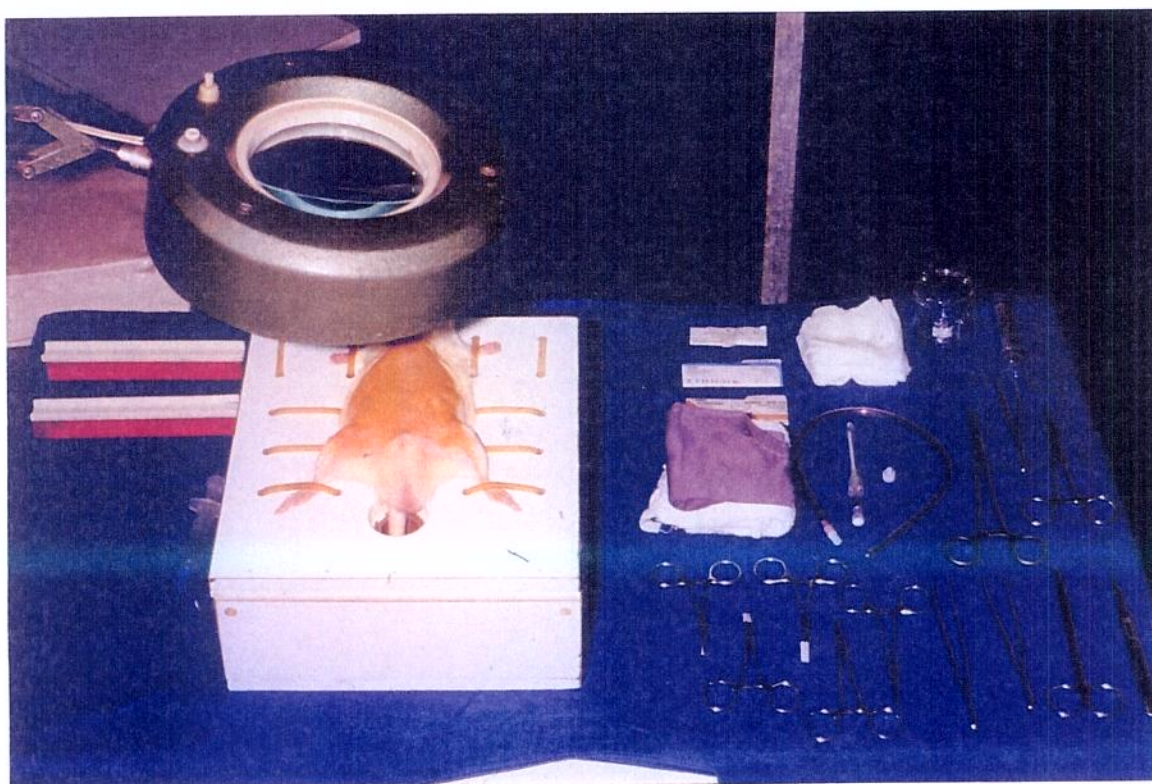


Foto 3.1.2.2 - Mesa cirúrgica com material utilizado para os procedimentos cirúrgicos experimentais. Animal anestesiado e posicionado (vista frontal).

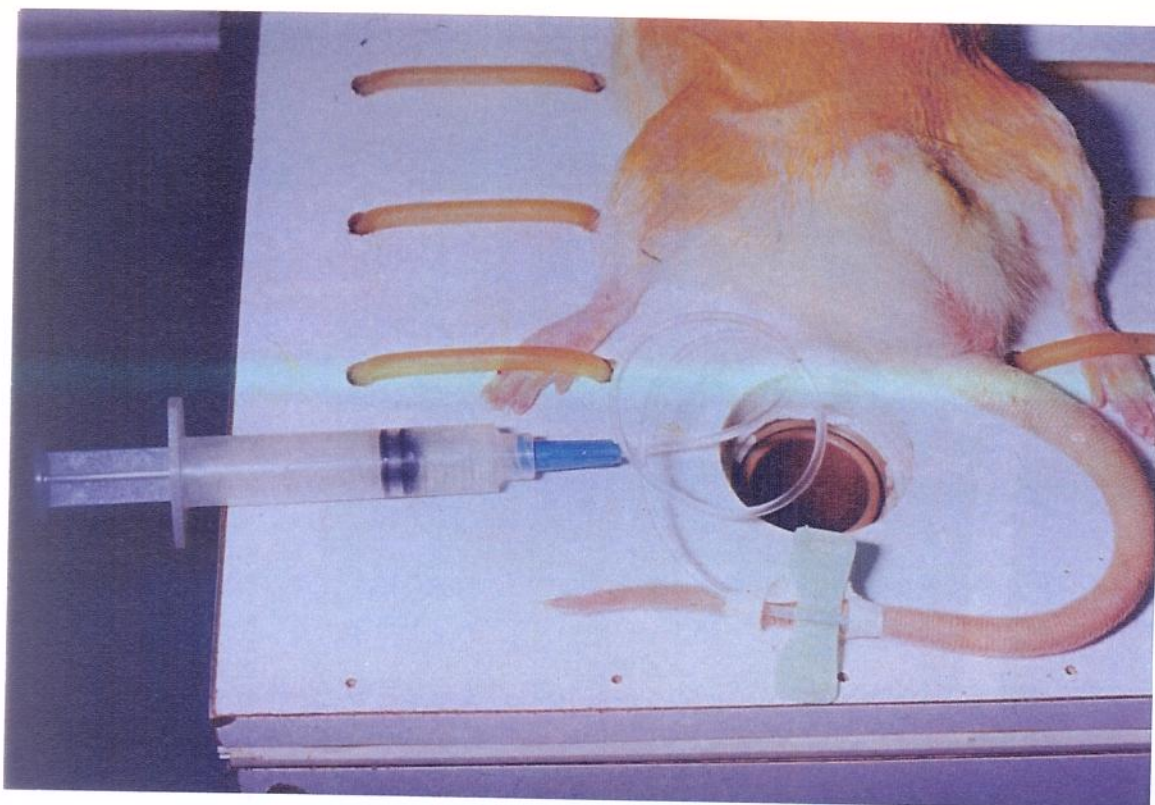


Foto 3.1.3.1 – Catéter posicionado na veia da cauda do animal e conectado à seringa com a substância anestésica.

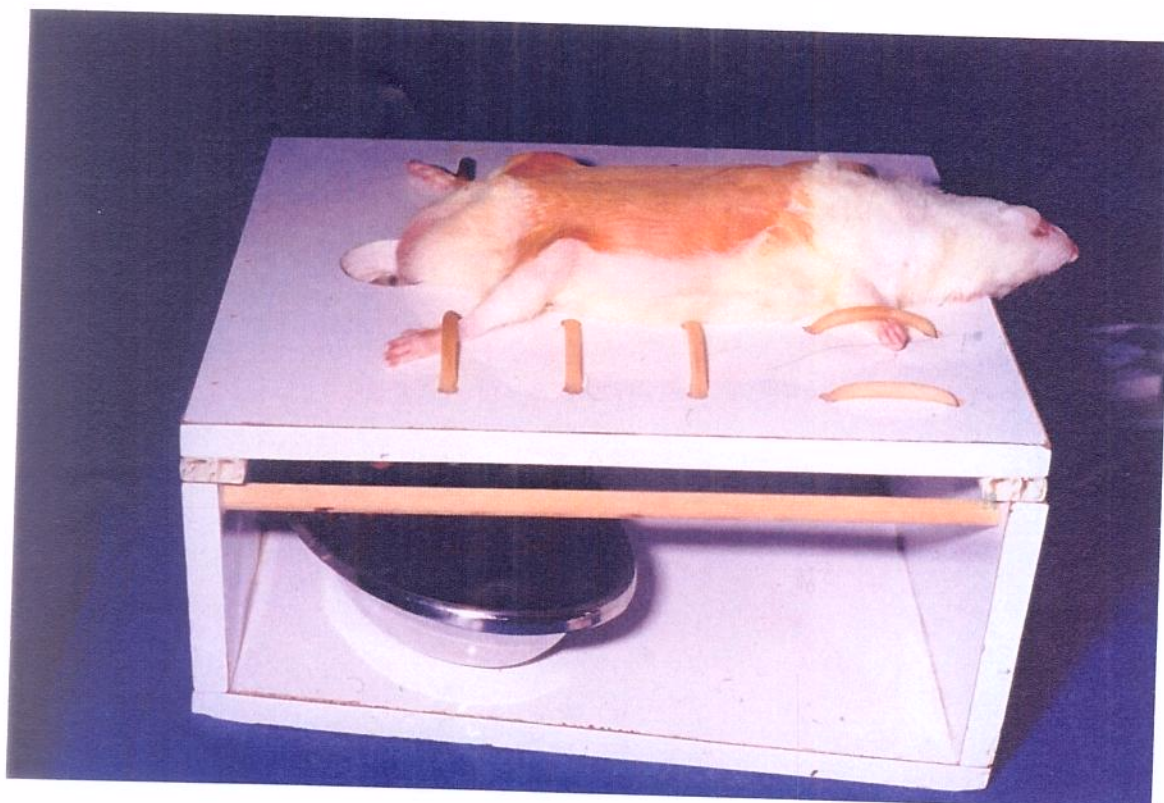


Foto 3.1.3.2 – Animal anestesiado e em ventilação espontânea

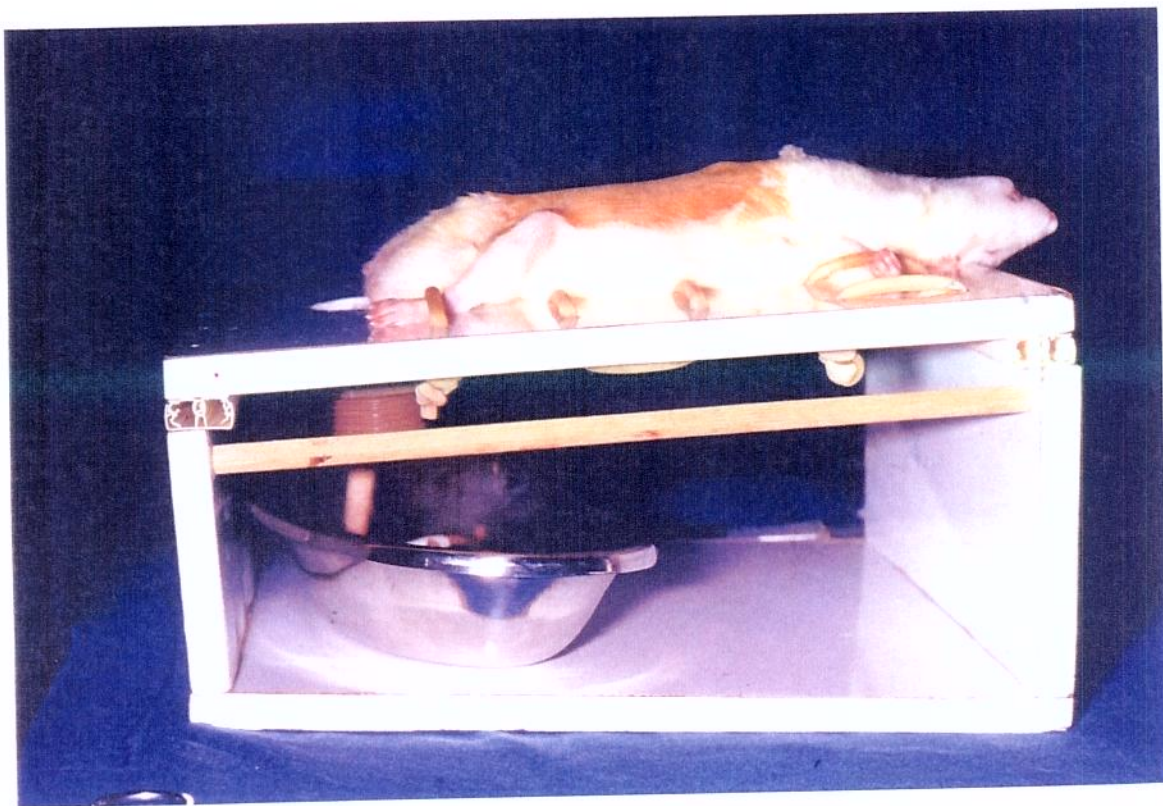


Foto 3.2.1.1 – Animal posicionado em pró-clive sobre a bandeja sanitária

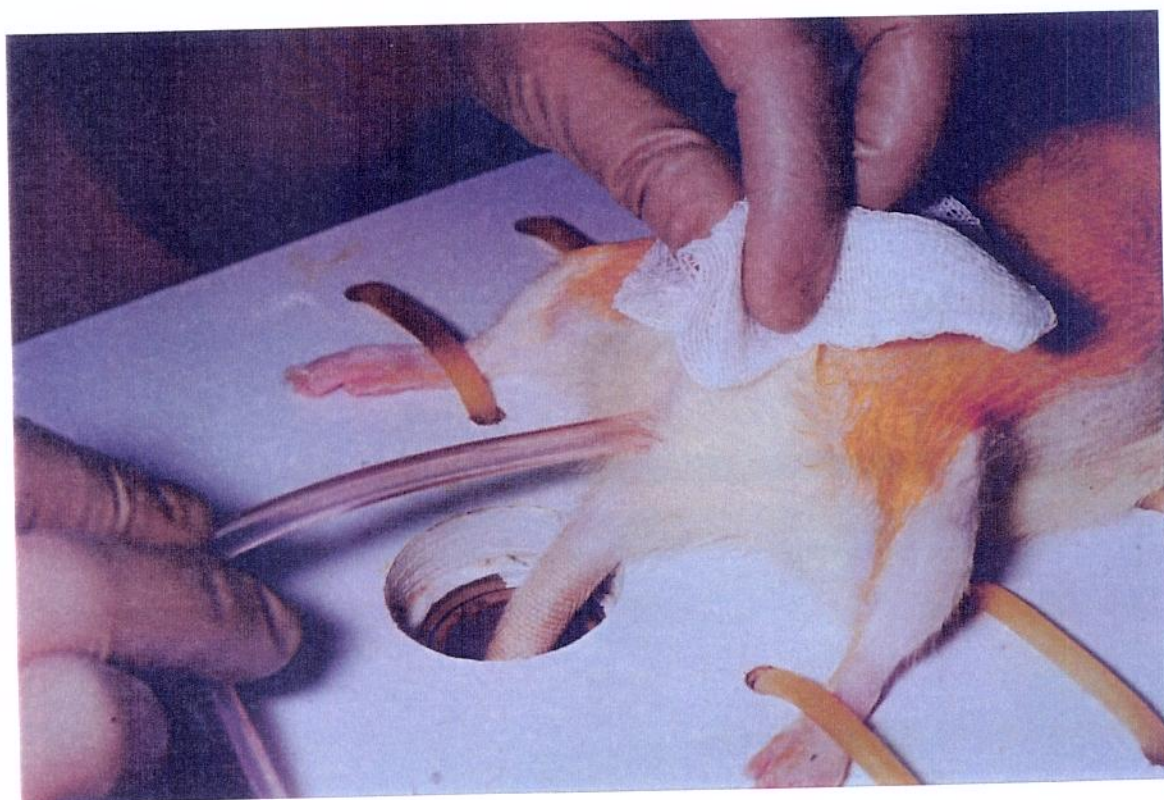


Foto 3.2.1.2 – Dilatação do ânus do rato.

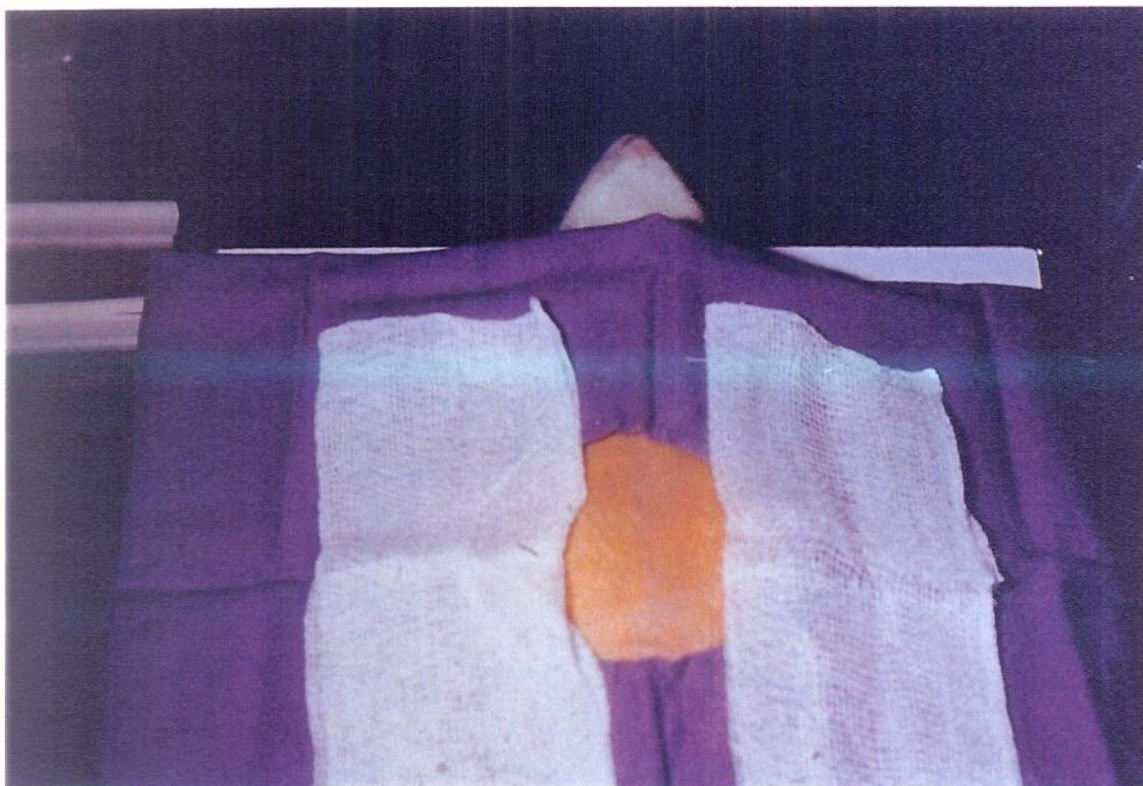


Foto 3.2.1.3 – Colocação dos campos cirúrgicos.

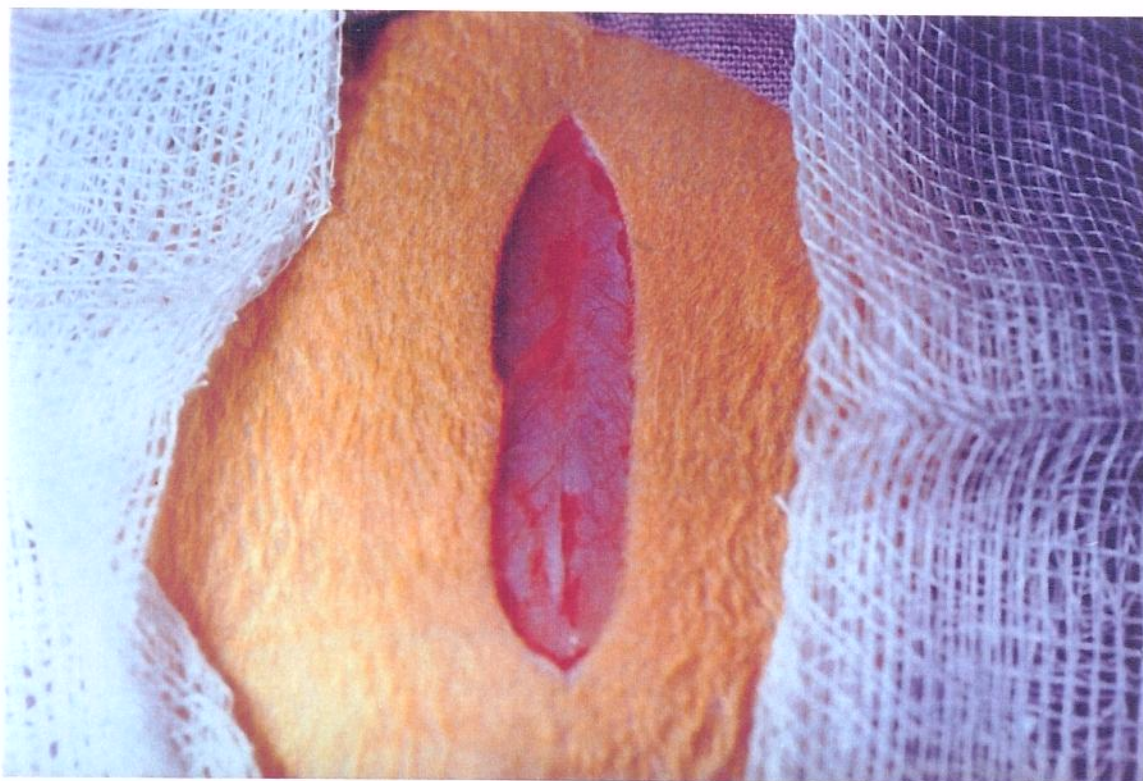


Foto 3.2.1.4 – Incisão abdominal mediana.

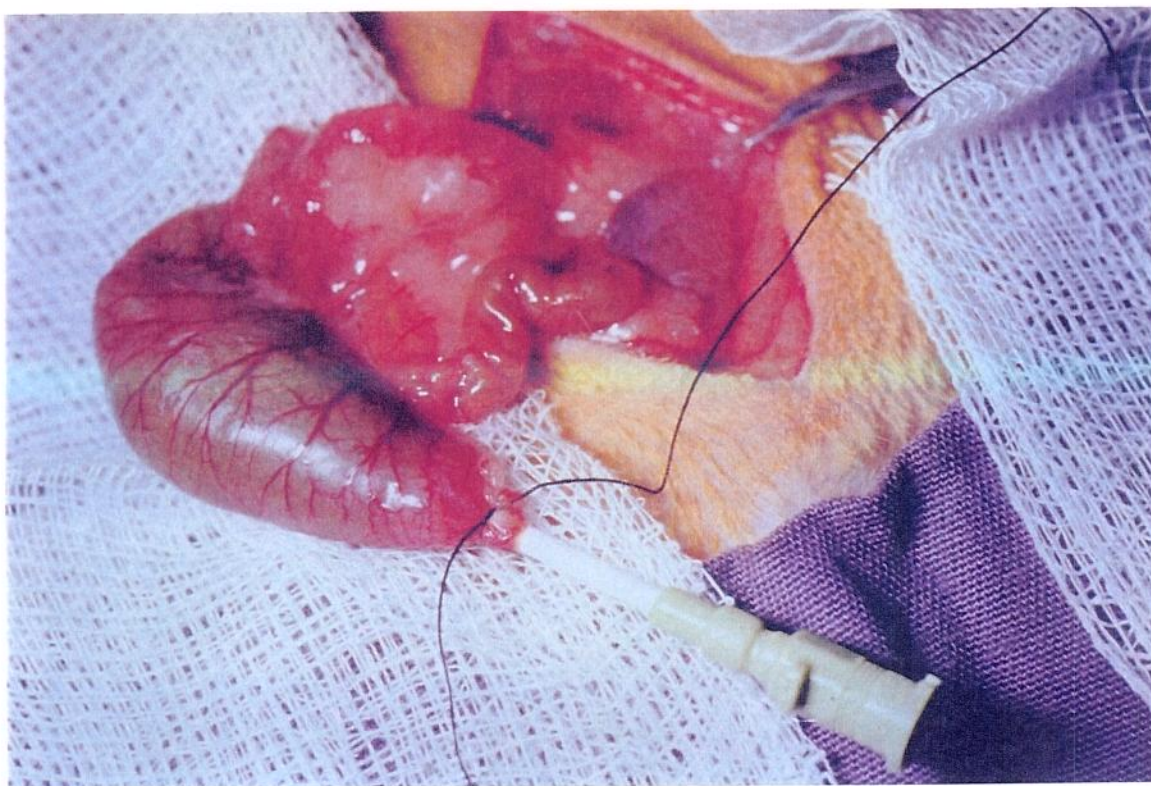


Foto 3.2.1.5 – Punção do ceco com catéter.Primeira fixação.

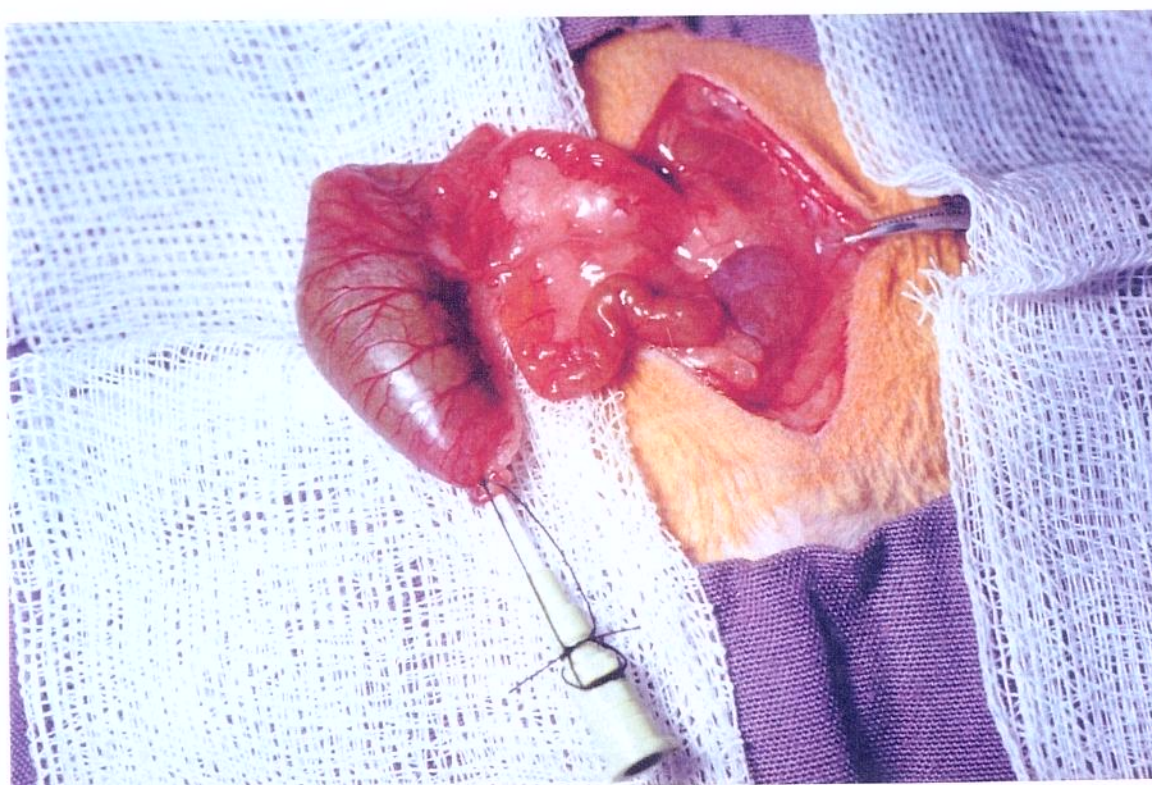


Foto 3.2.1.6 – Punção do ceco com catéter.Segunda fixação.

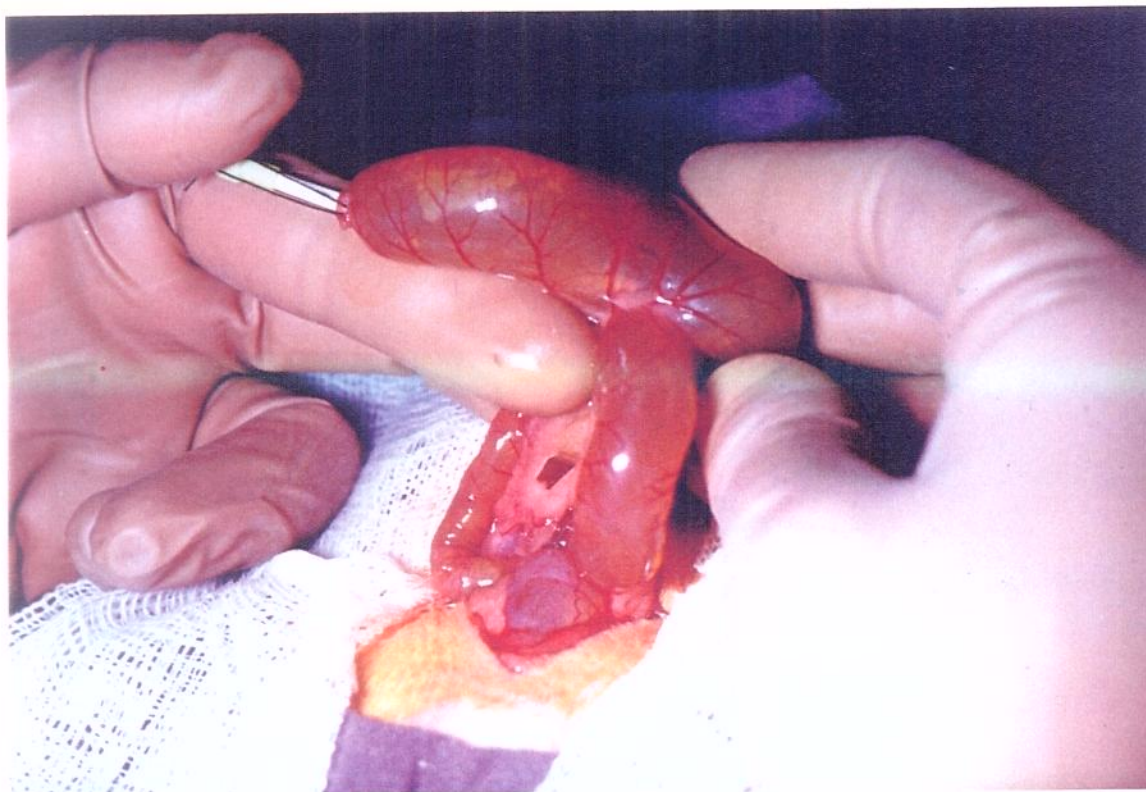


Foto 3.2.1.7 – Lavagem intra-operatória do cólon.Oclusão digital do íleo terminal.



Foto 3.2.1.8 – Lavagem intra-operatória do cólon . Limpeza completada.

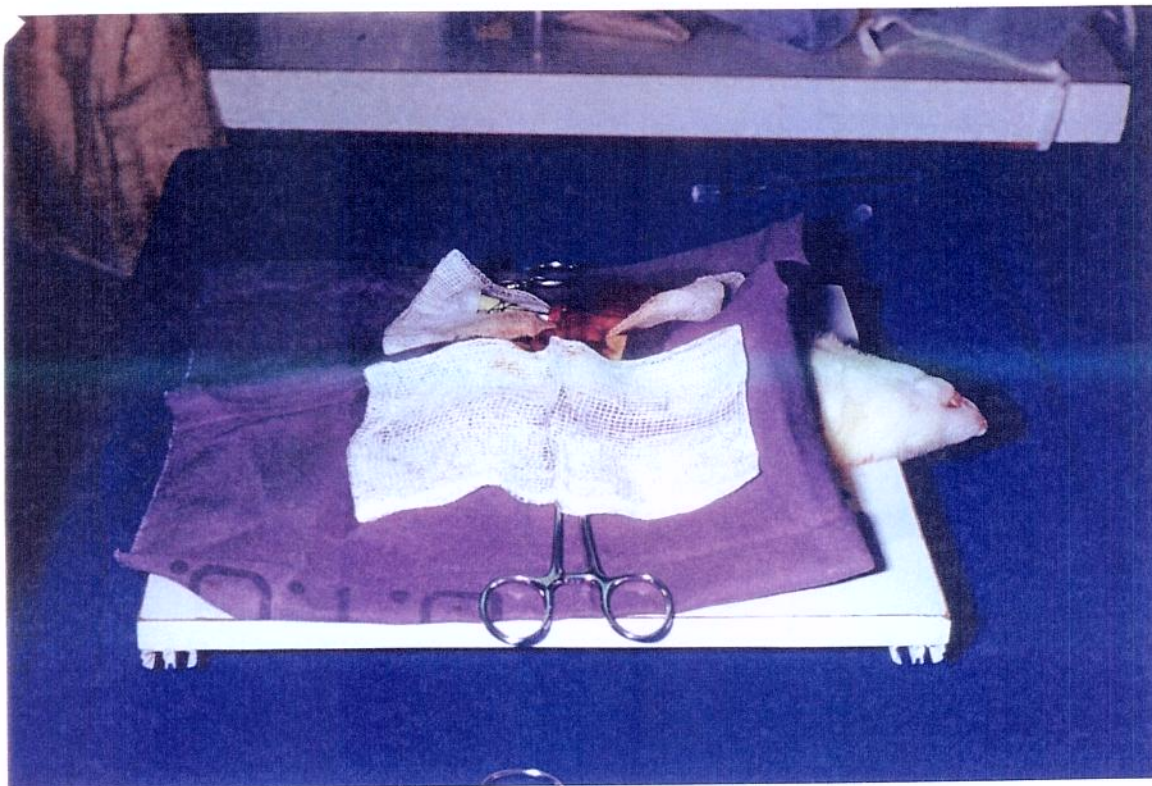


Foto 3.2.1.9 – Animal posicionado em decúbito dorsal horizontal, após o término da lavagem do cólon.

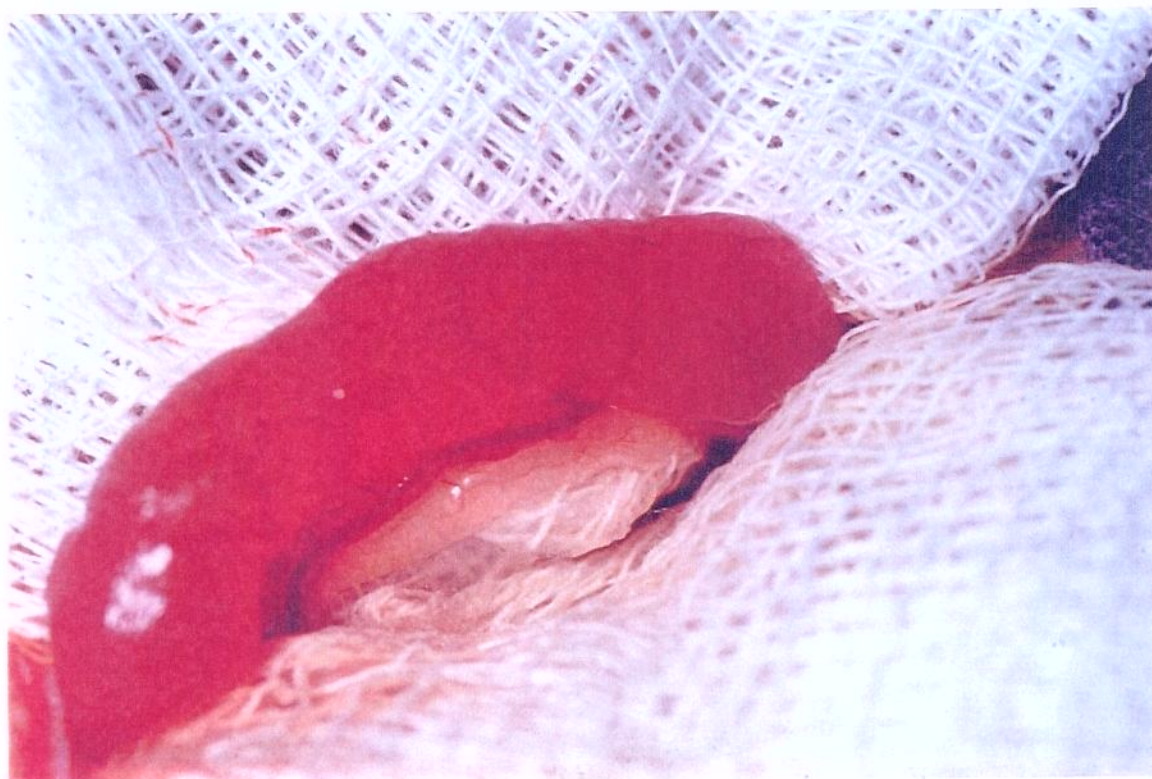


Foto 3.2.1.10 – Cólon esquerdo identificado e isolado, com proteção da cavidade por gazes.

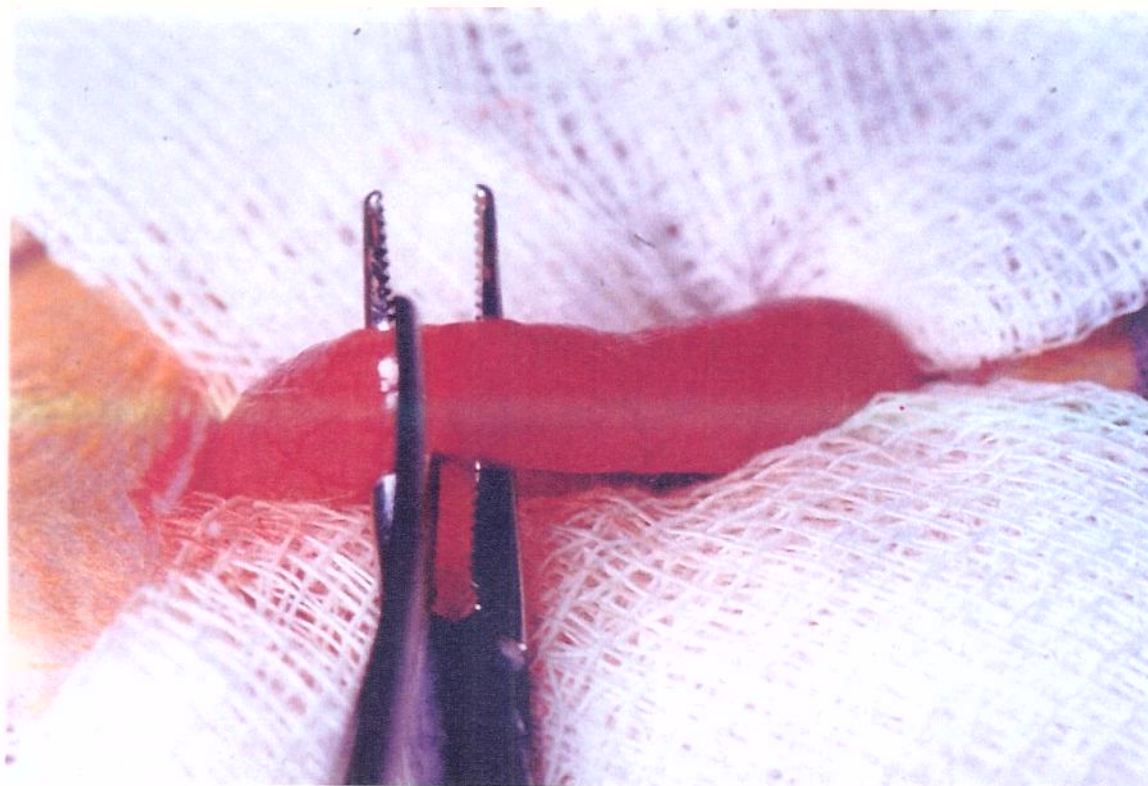


Foto 3.2.1.11 – Secção transversal do cólon a dois centímetros e meio da reflexão peritoneal.

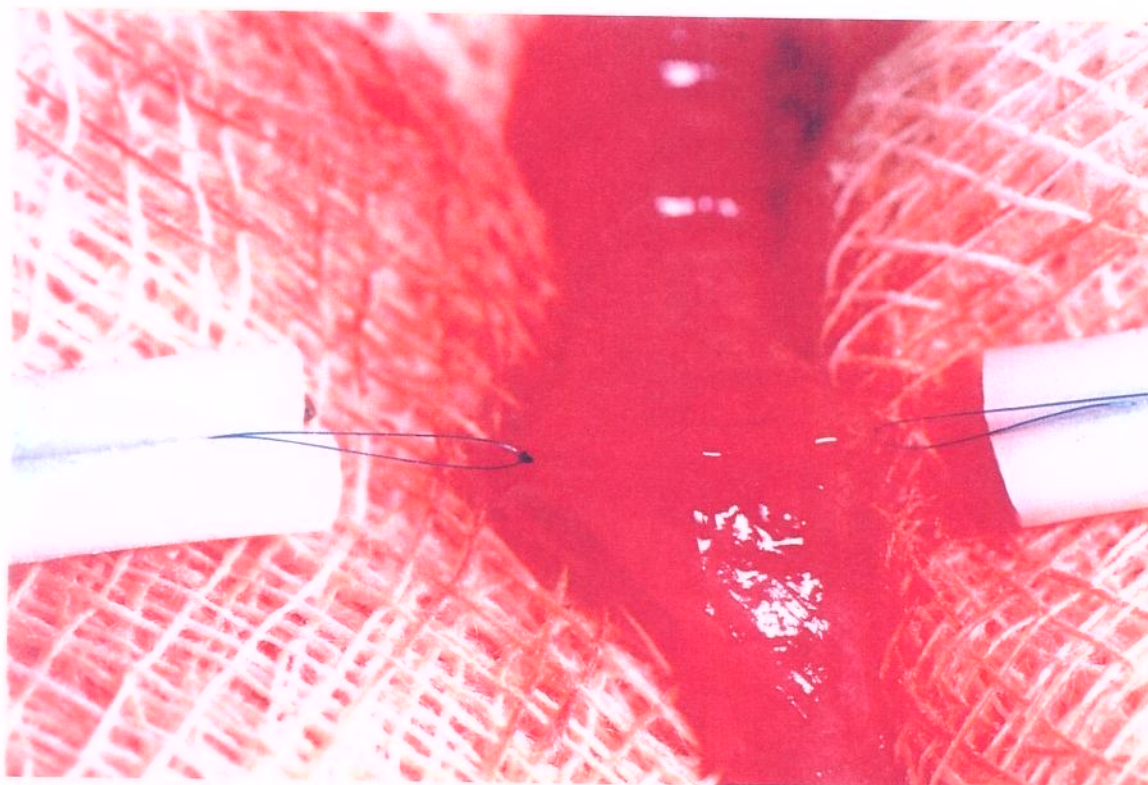


Foto 3.2.1.12 – Início da confecção da anastomose. Ponto nas extremidades mesentérica e anti-mesentérica, usados como reparos.

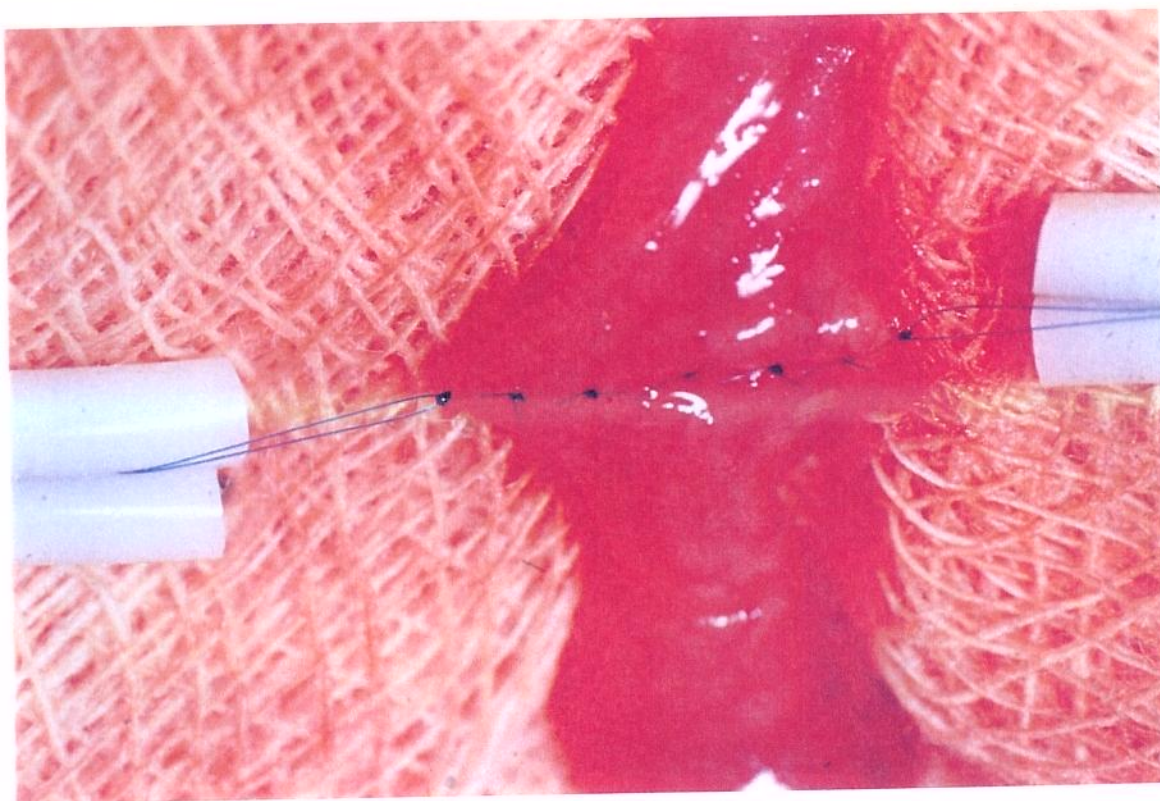


Foto 3.2.1.13 – Anastomose colônica. Metade anterior completada.

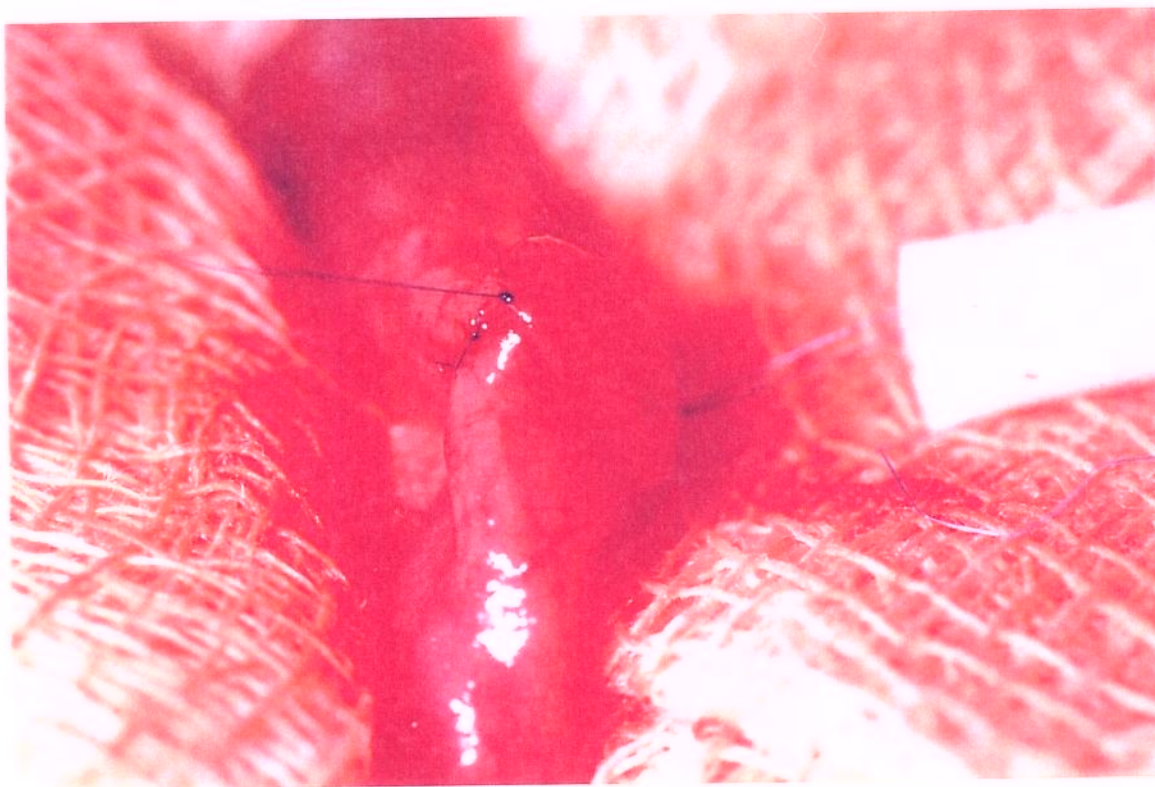


Foto 3.2.1.14 – Anastomose colônica. Rotação da alça, com o auxílio dos pontos de reparo, para expor a metade posterior.

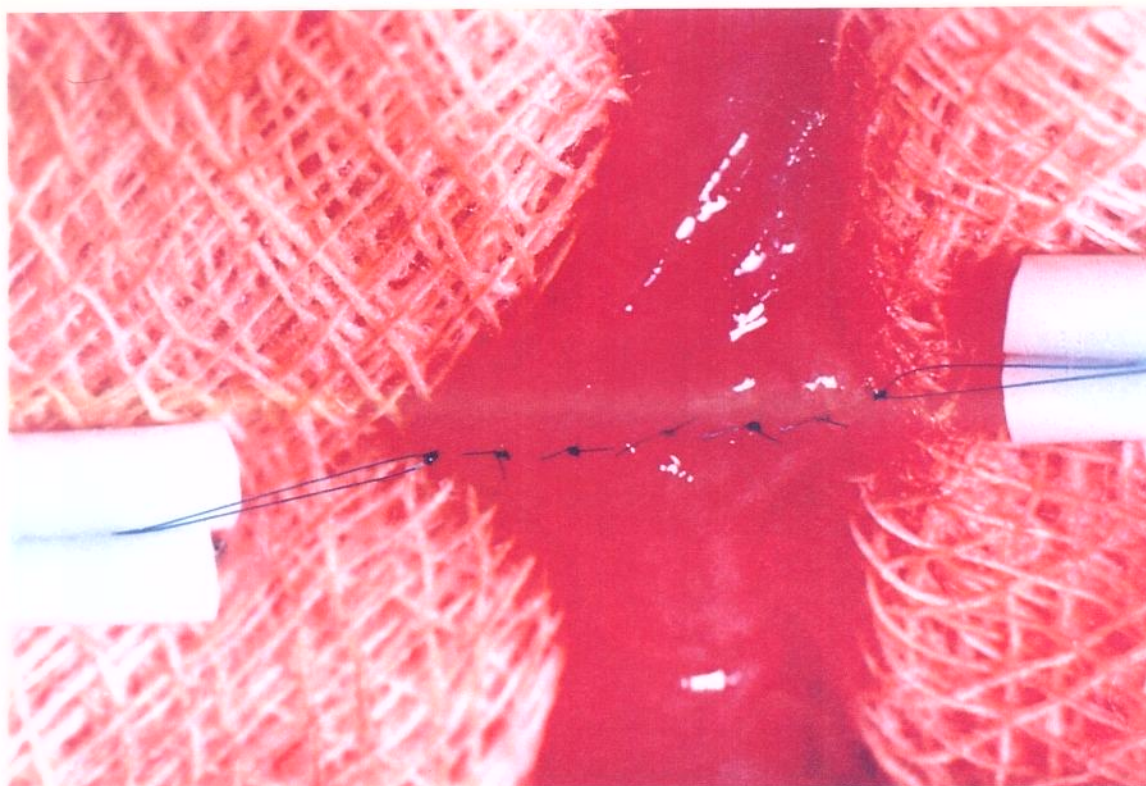


Foto 3.2.1.15 – Anastomose colônica. Metade posterior completada.

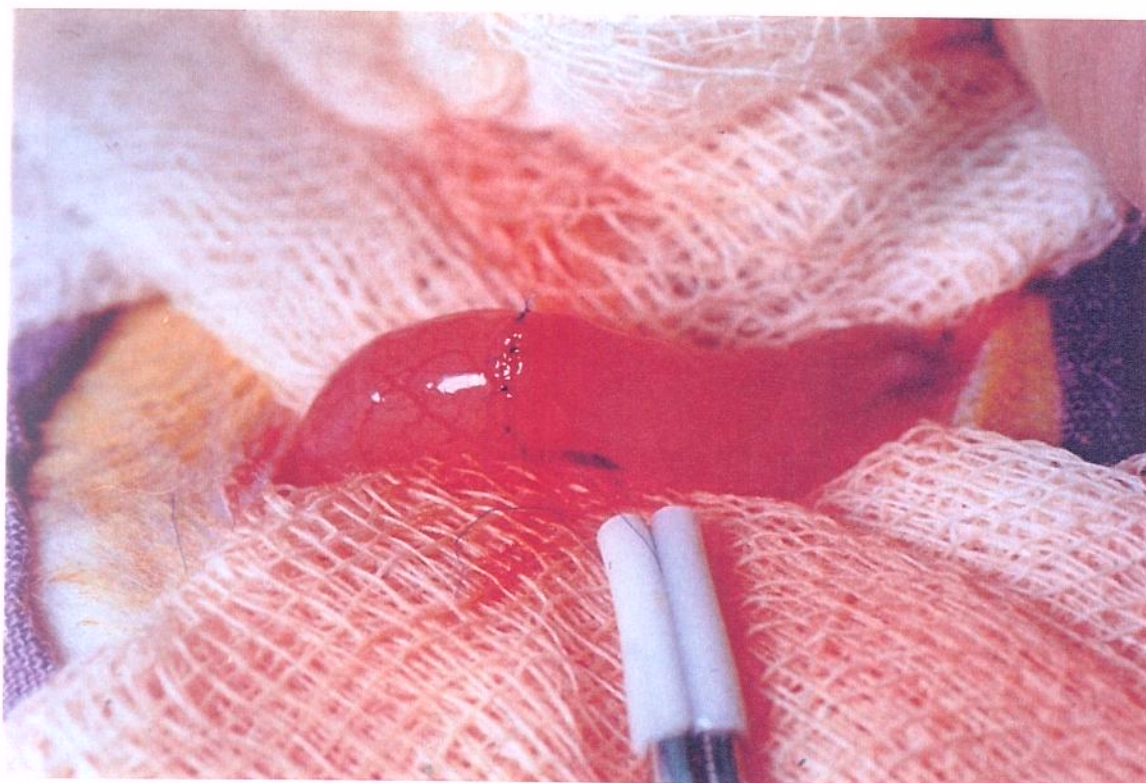


Foto 3.2.1.16 – Anastomose colônica. Teste de impermeabilidade.

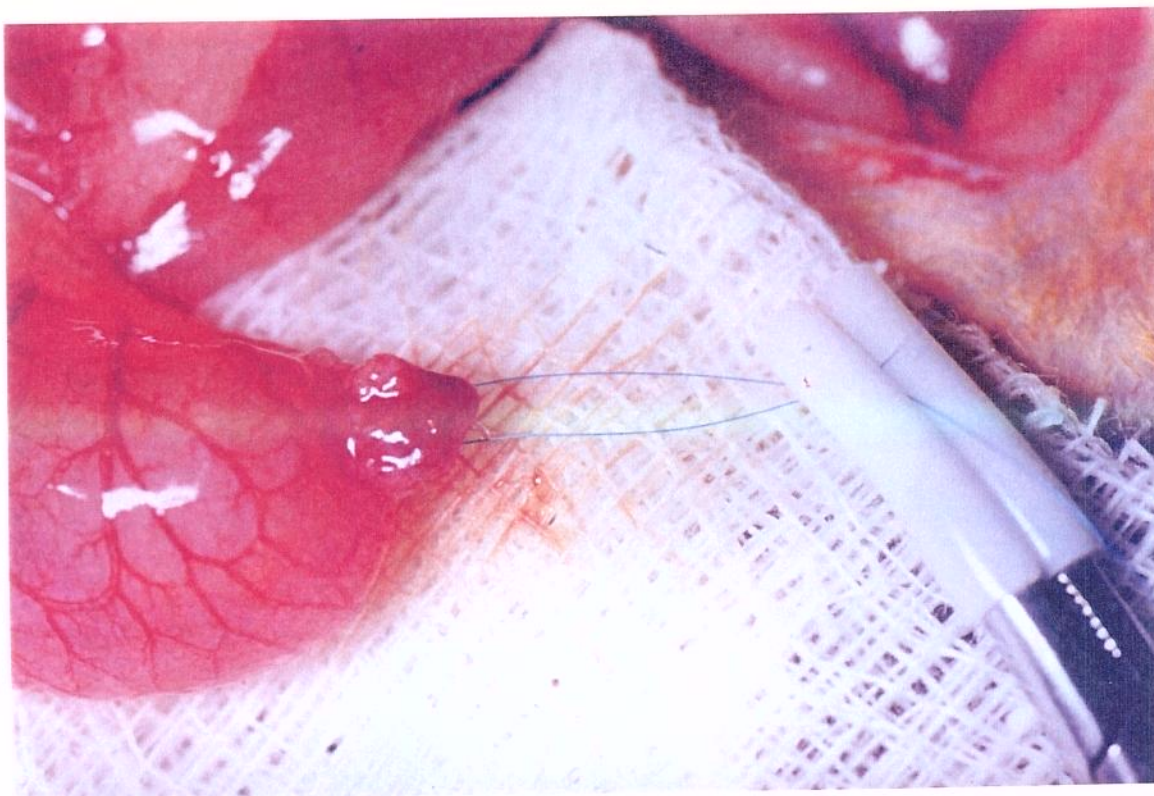


Foto 3.2.1.17 – Fechamento do orifício de punção do ceco com sutura em bolsa.



Foto 3.2.1.18 – Fechamento de peritônio, músculos e aponeurose.



Foto 3.2.1.19 – Fechamento da pele com sutura contínua simples de algodão três zeros.

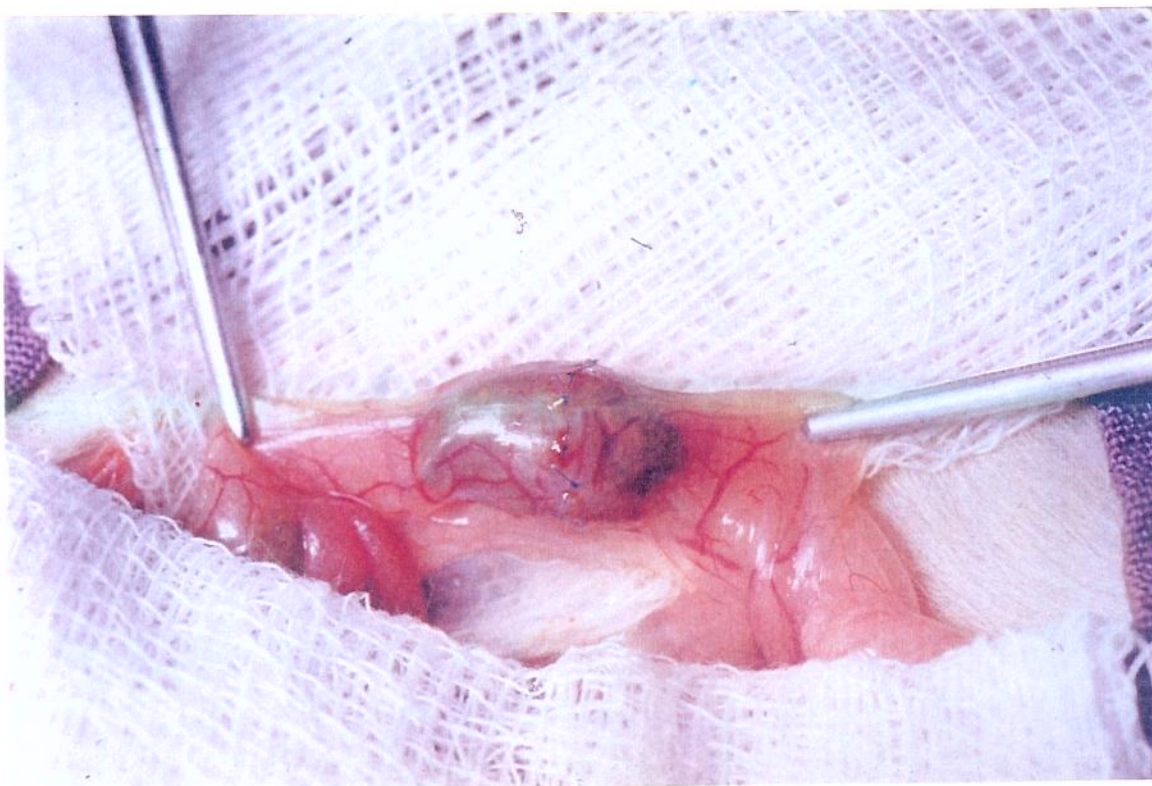


Foto 3.2.4.1. – Necrópsia. Permeabilidade da anastomose.

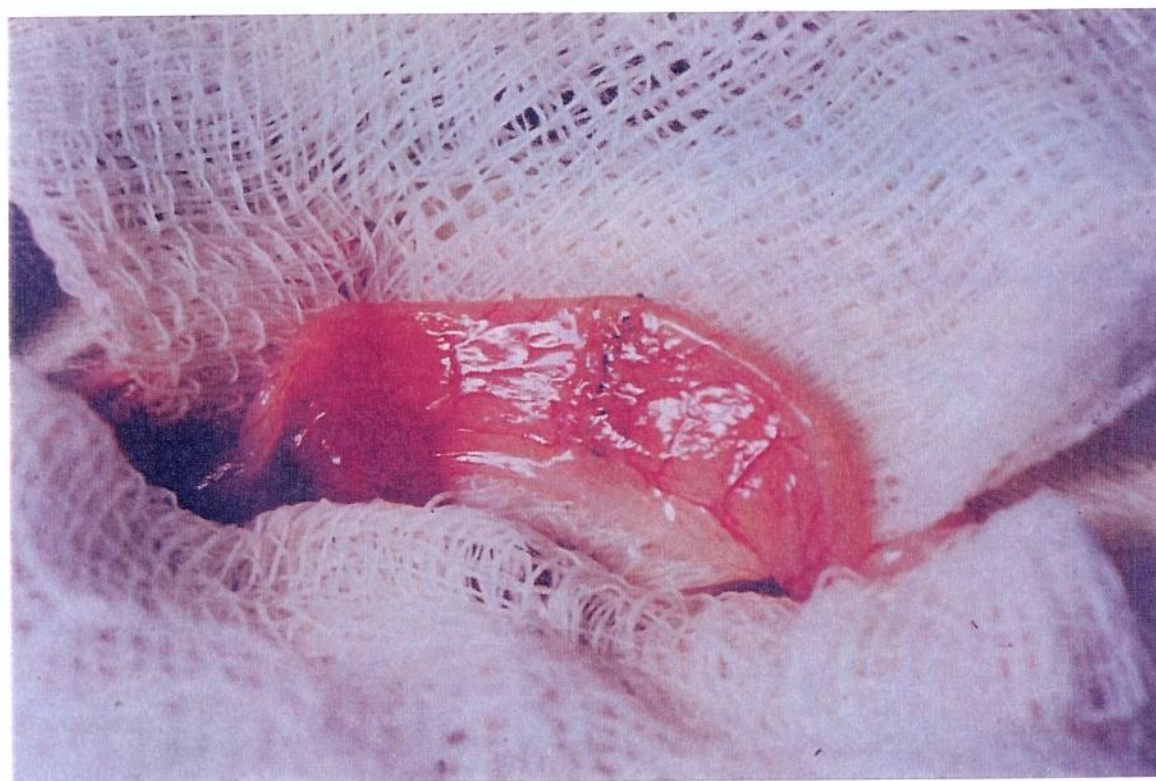


Foto 3.2.4.2 – Necrópsia. Integridade da alça.

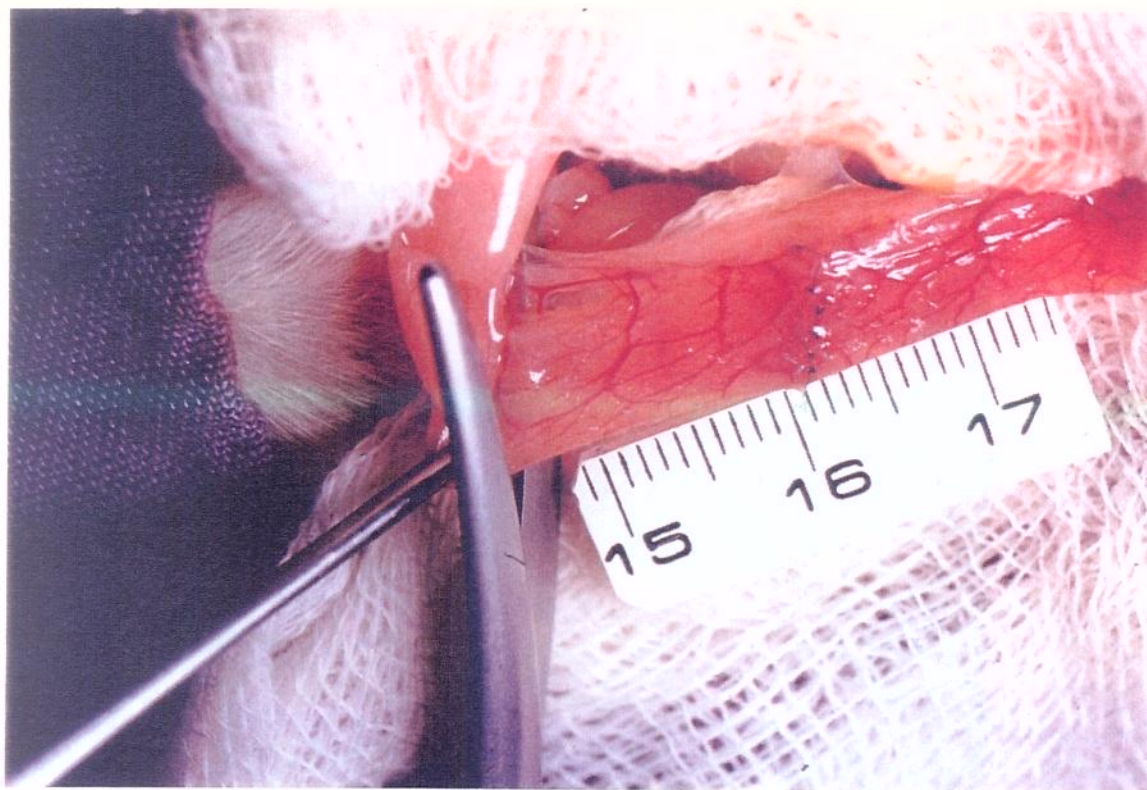


Foto 3.2.4.3. – Necrópsia. Ressecção do segmento colônico contendo a anastomose ao centro.

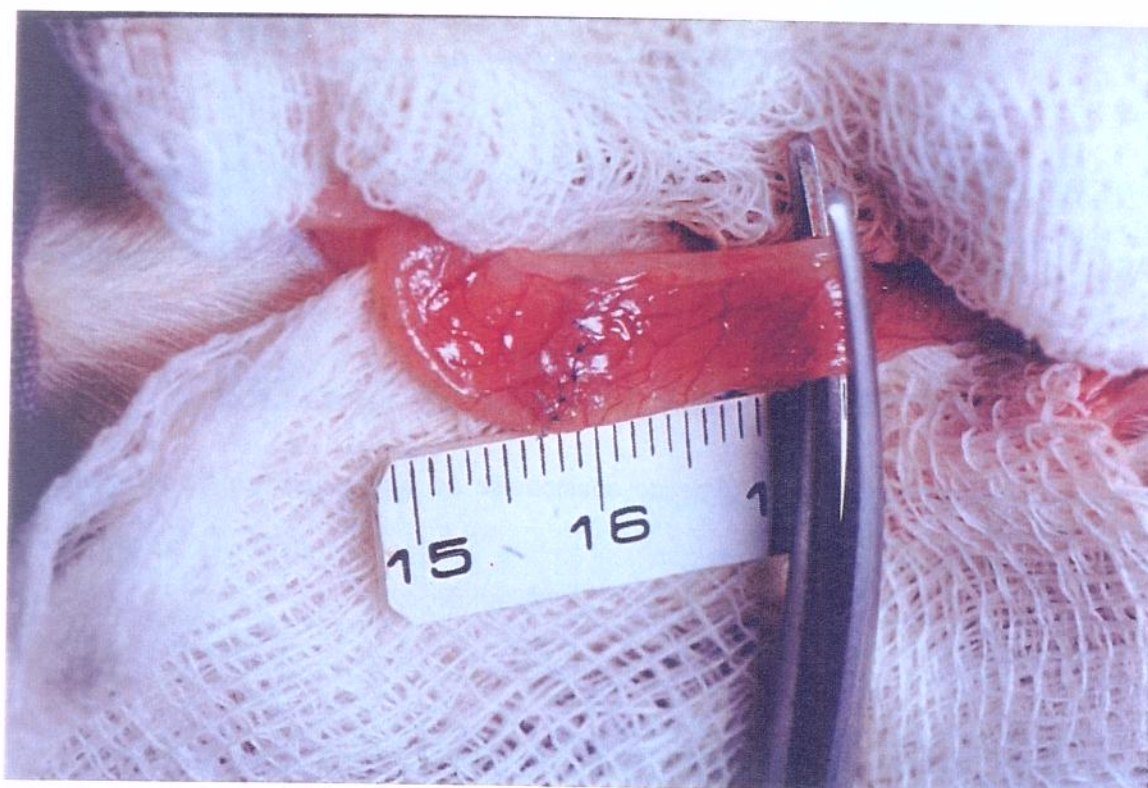


Foto 3.2.4.4 – Necrópsia. Ressecção do segmento colônico contendo a anastomose ao centro.



Foto 3.2.4.5 – Segmento de cólon contendo anastomose ao centro. Espécimen do ensaio de tração longitudinal.

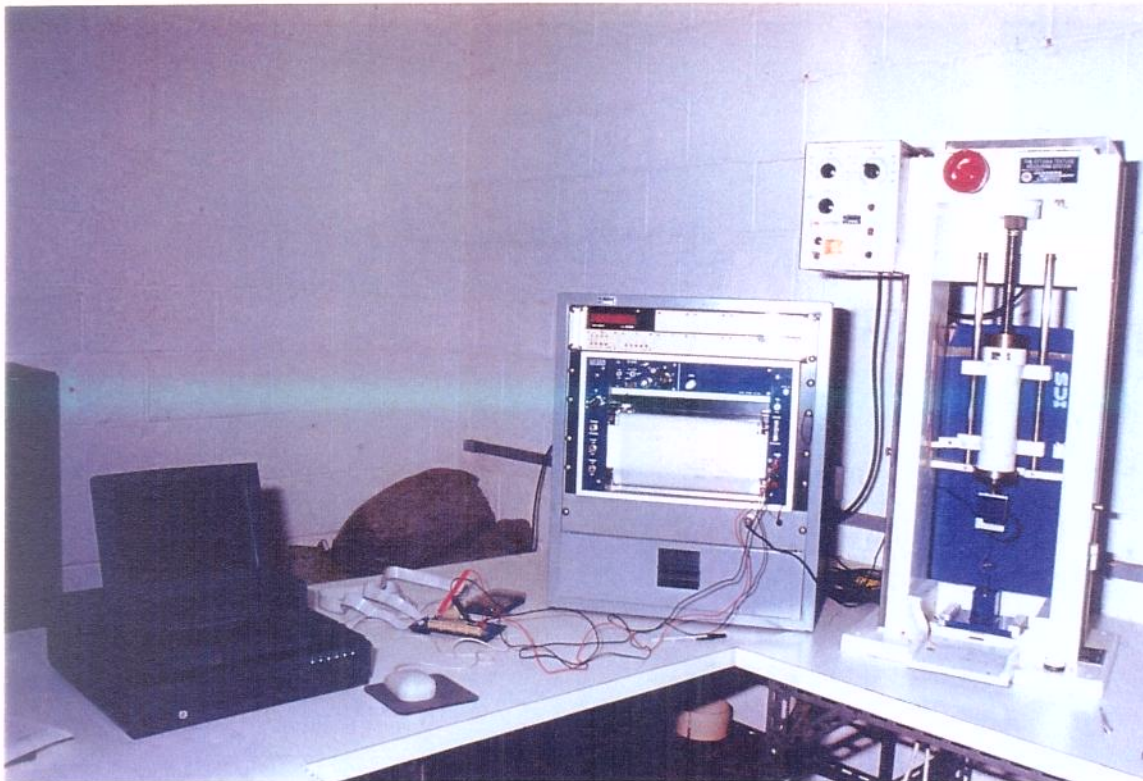


Foto 3.2.5.1. – Equipamento para a realização dos testes de tração.

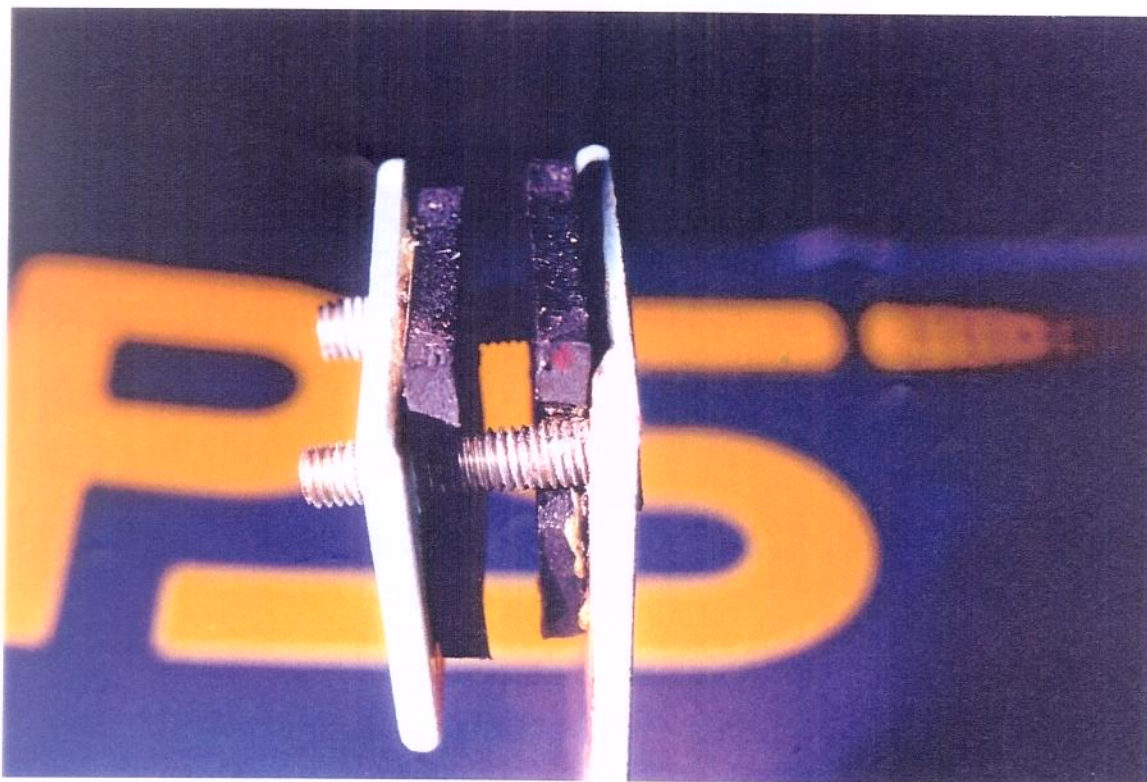


Foto 3.2.5.2 – Presilha para os testes de tração longitudinal.

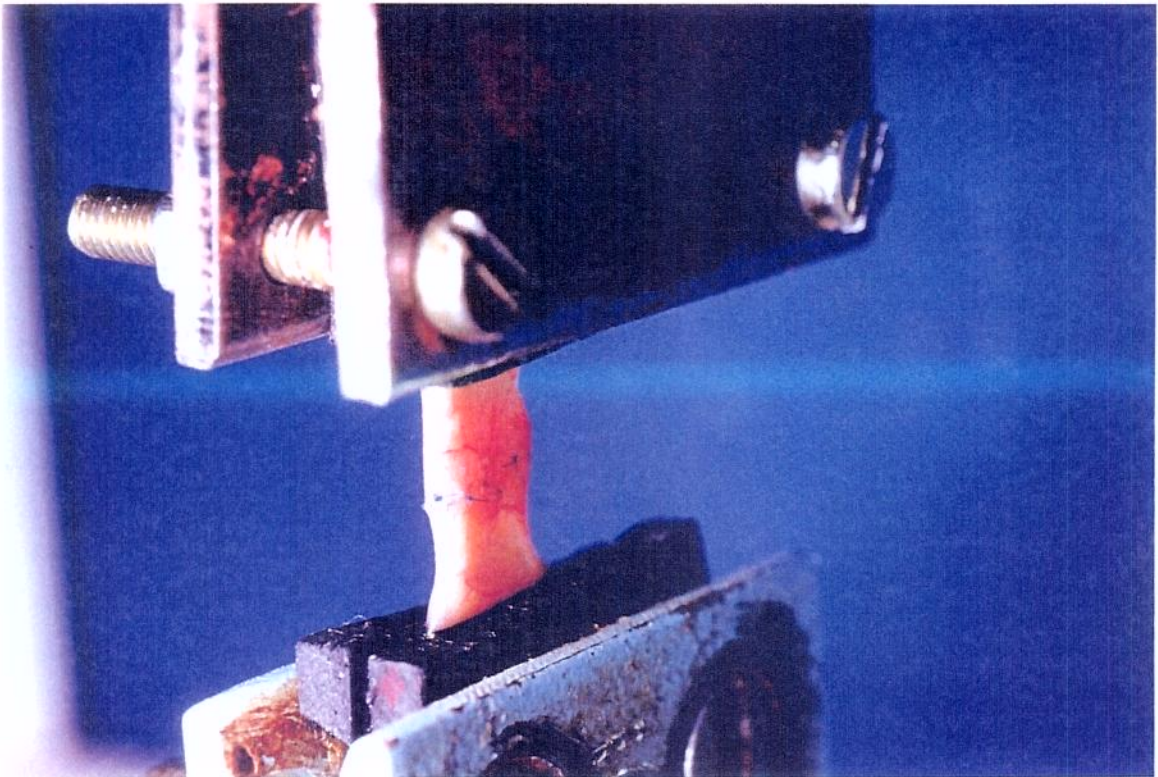


Foto 3.2.5.3. – Espécimen para o teste de tração longitudinal, fixo entre as presilhas.

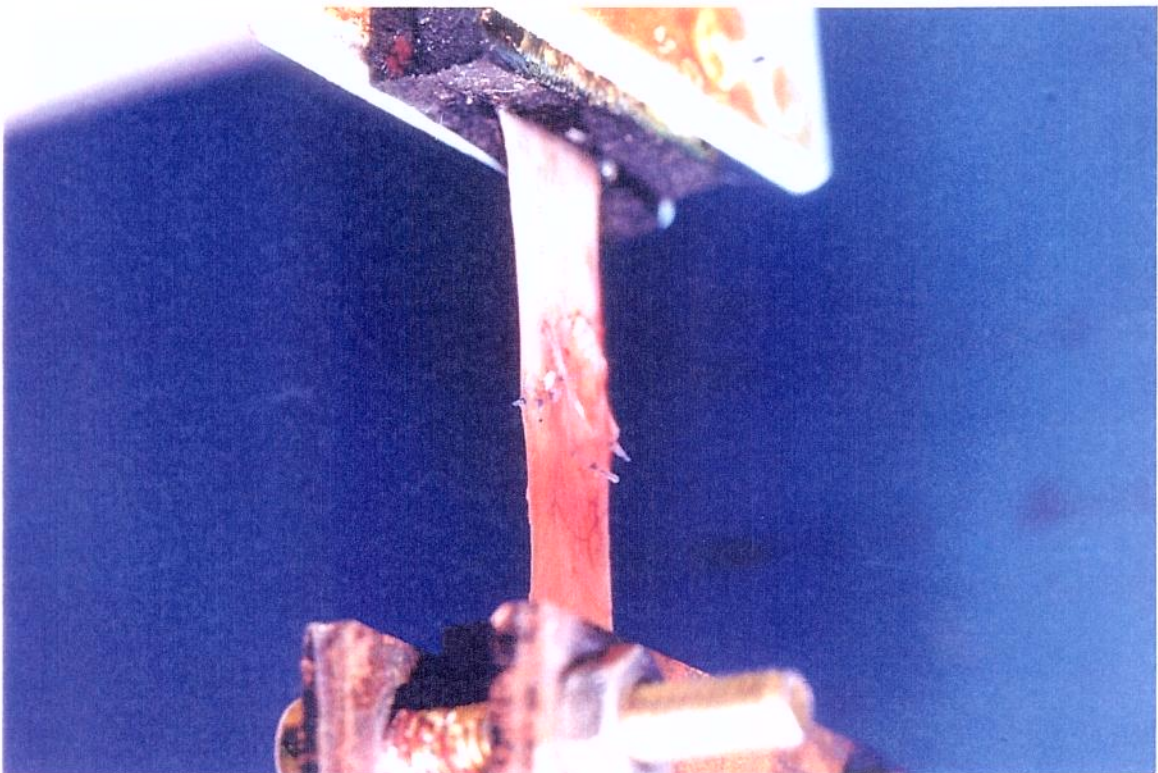


Foto 3.2.5.4 – Teste de tração longitudinal. Espécimen tracionado até a ruptura.



Foto 3.2.5.5. – Espécimen para o teste de tração transversal. Anel contendo anastomose.

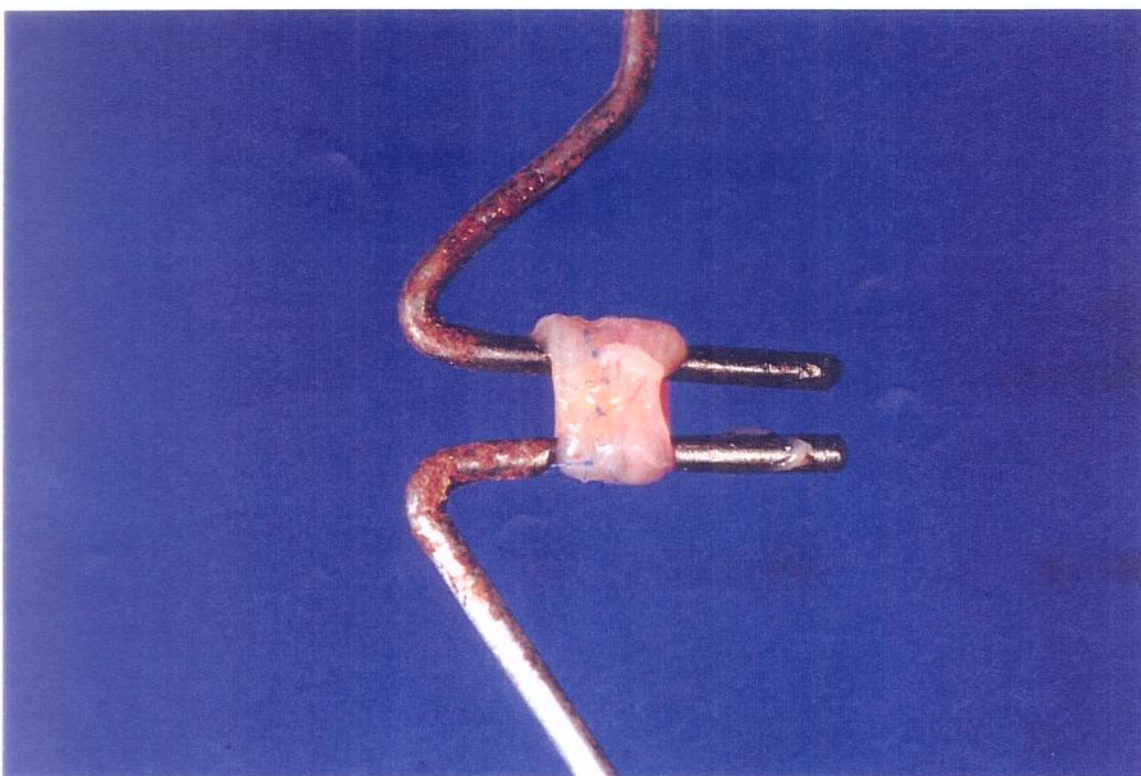


Foto 3.2.5.6 – Teste de tração transversal. Espécimen posicionado nos ganchos.

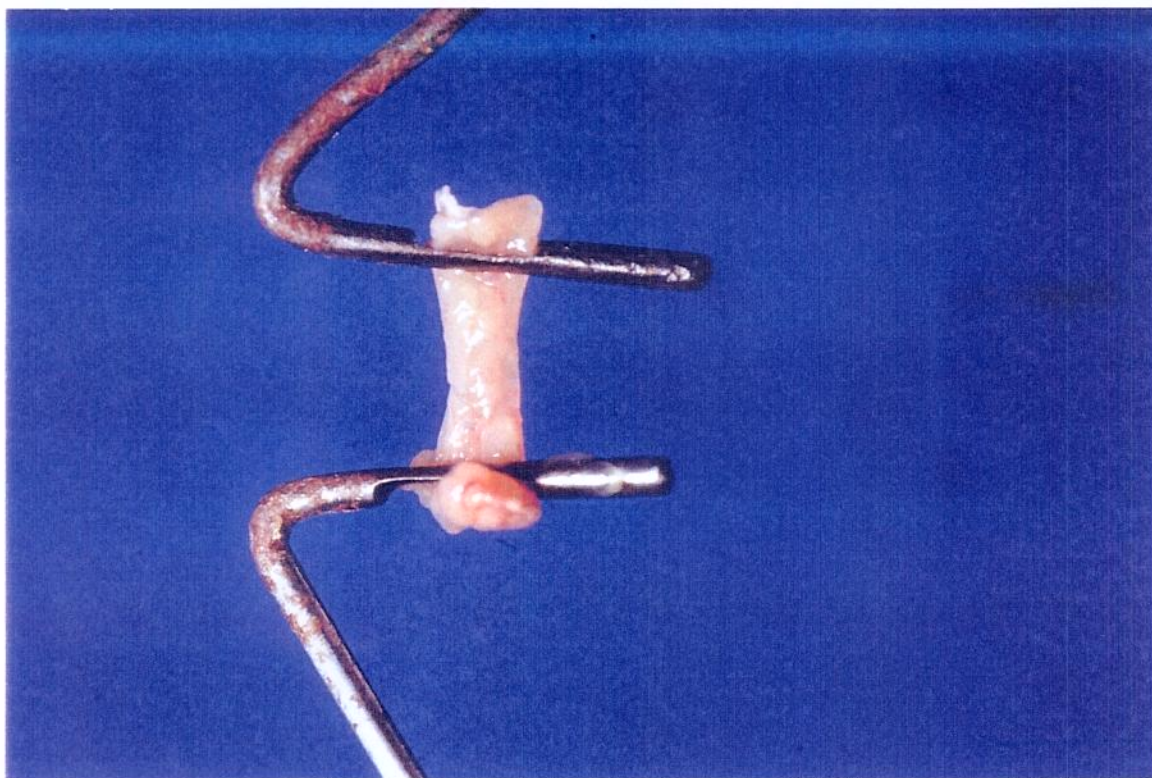


Foto 3.2.5.7 – Teste de tração transversal. Espécimen tracionado até a ruptura.



4. RESULTADOS

Nenhum dos animais incluídos no estudo apresentou complicações em suas anastomoses, evidenciando todos, à necrópsia, anastomoses p rveas, cicatrizadas sem deiscências, com poucas aderências frouxas na cavidade abdominal. (Fotos 3.2.4.1 e 3.2.4.2).

4.1 – Aferição das dimensões dos espécimens

As figuras 4.1, 4.2 e 4.3 mostram o método de aferir as dimensões dos espécimens e as tabelas 4.1, 4.2, 4.3 , 4.4 e 4.5, os valores encontrados.

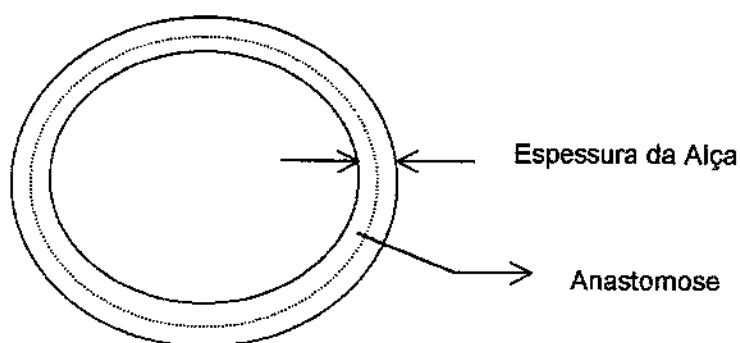


Figura 4.1- Corte transversal da alça mostrando a aferição da espessura da parede na anastomose.

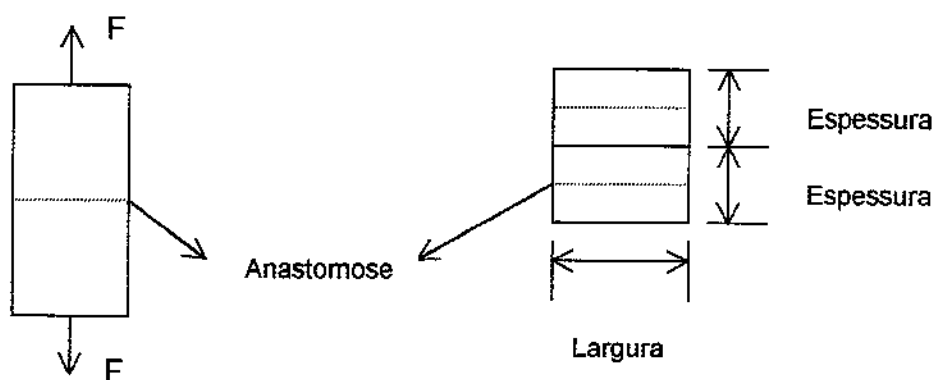


Figura 4.2- Ensaio longitudinal. Cálculo da área da seção transversal   aplicação da força F.
 rea = Largura (2.Espessura).

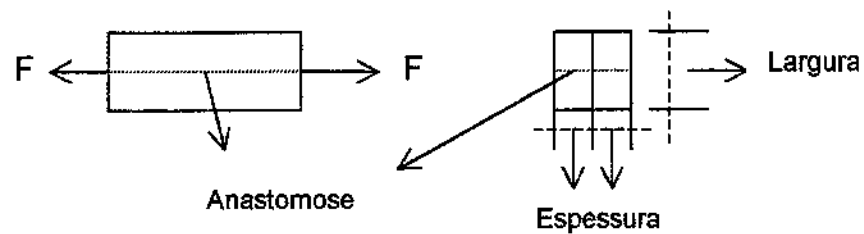


Figura 4.3- Ensaio transversal. Cálculo da área da secção transversal à aplicação da força F.
 Área = 5,0 (2.Espessura).

10° PO	Espessura (mm)	Largura (mm)
Rato 1	0,75	6,60
Rato 2	0,75	8,60
Rato 3	0,80	6,80
MÉDIA	0,77	7,33

Tabela 4.1 - Valores da espessura e largura da parede do cólon, na anastomose, no décimo pós operatório, com respectivas médias.

20° PO	Espessura (mm)	Largura (mm)
Rato 1	0,80	6,90
Rato 2	0,80	6,70
Rato 3	0,80	6,60
MÉDIA	0,80	6,73

Tabela 4.2 - Valores da espessura e largura da parede do cólon, na anastomose, no vigésimo pós operatório, com respectivas médias.

Controle longitudinal	Espessura (mm)	Largura (mm)
Rato 1	0,40	4,90
Rato 2	0,45	6,00
Rato 3	0,43	5,80
MÉDIA	0,43	5,57

Tabela 4.3 - Valores de espessura e largura da parede do cólon no grupo controle longitudinal (CL) .

Controle transversal	Espessura (mm)	Largura (mm)
Rato 1	0,40	5,00
Rato 2	0,45	5,00
Rato 3	0,43	5,00
MÉDIA	0,43	5,00

Tabela 4.4 - Valores de espessura e largura da parede do cólon no grupo controle transversal (CT).

Grupo	Áreas (mm ²)
L 10	11,30
L 20	10,77
CL	4,80
T 10	7,70
T 20	8,00
CT	4,30

Tabela 4.5 - Valores das áreas das secções transversais à aplicação de força F, para cada grupo de ensaios.

4.2 – Resultados gráficos dos ensaios uniaxiais

As representações gráficas dos ensaios uniaxiais realizados em cada espécimen, encontram-se no Anexo II, reunidas de acordo com o grupo a que pertencem. Esses gráficos limitam-se a representar, somente, a fase elástica do ensaio, período em que existe proporcionalidade entre tensão (σ) e deformidade específica (ϵ), culminando na ruptura, quando deixa de existir essa proporcionalidade.

4.3 – Resultados numéricos dos ensaios uniaxiais

As tabelas 1, 2, 3, 4, 5 e 6, que encontram-se no Anexo I, trazem os resultados numéricos de cada ensaio, reunidos de acordo com o grupo a que pertencem.

4.4 – Análises estatísticas dos resultados

O método escolhido para a análise estatística dos dados foi o da Comparação de Médias pelo teste t de Student (BEIGUELMAN, 1994), por ser o método indicado para o estudo de amostras independentes. As tabelas 4.6 a 4.14, trazem os resultados da comparação de médias da Energia de Ruptura (E.R.) e as tabelas 4.15 a 4.23, referem-se à comparação de médias do Módulo de Elasticidade (E).

Grupo	Média	DP
CL	27,54	21,50
L10	5,46	3,81

$t=3,50$; GL=22;
 $p<0,01$

Tabela 4.6 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos CL e L10, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CL	27,54	21,50
L20	7,69	3,01

$t=3,17$; GL=22;
 $p<0,01$

Tabela 4.7 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos CL e L20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CT	55,80	16,41
T10	43,48	13,50

$t=2,01$; GL=22;
 $p>0,05$

Tabela 4.8 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos CT e T10, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CT	55,80	16,41
T20	37,02	8,75

t=3,50; GL=22;
p<0,01

Tabela 4.9 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos CT e T20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
L10	5,46	3,81
L20	7,69	3,01

t=1,59; GL=22;
p>0,1

Tabela 4.10 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos L10 e L20, pelo teste t de Student

Grupo	Média	DP
T10	43,48	13,50
T20	37,02	8,75

t=1,39; GL=22;
p>0,1

Tabela 4.11 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos T10 e T20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
L10	5,46	3,81
T10	43,48	13,50
t=4,39; GL=22; p<0,001		

Tabela 4.12 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos L10 e T10, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
L20	7,69	3,01
T20	37,02	8,75
t=6,09; GL=22; p<0,001		

Tabela 4.13 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos L20 e T20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CL	27,54	21,50
CT	55,80	16,41
t=3,62; GL=22; p<0,01		

Tabela 4.14 – Comparação de Médias da Energia de Ruptura dos grupos CL e CT, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CL	94,80	58,14
L10	48,18	20,34

t=2,62; GL=22;
p<0,02

Tabela 4.15 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CL e L10, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CL	94,80	58,14
L20	62,71	20,68

t=1,80; GL=22;
p>0,05

Tabela 4.16 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CL e L20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CT	23,06	5,80
T10	21,29	4,95

t=0,80; GL=22;
p>0,4

Tabela 4.17 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CT e T10, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CT	23,06	5,80
T20	20,52	4,63

t=1,19; GL=22;
p>0,2

Tabela 4.18 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CT e T20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
L10	48,18	20,34
L20	62,71	20,68

t=1,73; GL=22;
p>0,05

Tabela 4.19 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos L10 e L20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
T10	21,29	4,95
T20	20,52	4,63

t=1,95; GL=22;
p>0,05

Tabela 4.20 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos T10 e T20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
L10	48,18	20,34
T10	21,29	4,95

t=4,45; GL=22;
p<0,001

Tabela 4.21 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos L10 e T10, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
L20	62,71	20,68
T20	20,52	4,63

t=6,89; GL=22;
p<0,001

Tabela 4.22 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos L20 e T20, pelo teste t de Student.

Grupo	Média	DP
CL	94,80	58,14
CT	23,06	5,80

t=4,25; GL=22;
p<0,001

Tabela 4.23 – Comparação de Médias do Módulo de Elasticidade dos grupos CL e CT, pelo teste t de Student.

5. DISCUSSÃO

O estudo das anastomoses na cirurgia gastrointestinal é tema de interesse para os cirurgiões desde há mais de cem anos (HALSTED, 1887) por serem estas suturas o ponto crítico das cirurgias do aparelho digestivo. Muitos autores desenvolveram modelos experimentais para tentar determinar quais os melhores materiais a serem empregados nas suturas (LORD et al., 1978; AMARAL, 1997; ZILLING et al.,1999) , qual o melhor método de executá-las (JIBORN et al., 1978 a ; JIBORN et al., 1980 b; JANSEN et al., 1981; ZILLING et al. ,1999) , quais os fatores que interferem em sua cicatrização (RAVITCH et al., 1981; HENDRIKS & MASTBOOM, 1990; MINOSSI, 1990; NARESSE, 1990; VERDERESE, 1993; MINOSSI, 1995; LOPES, 1995) , com o intuito de diminuir as complicações que ainda hoje acontecem, em níveis de até trinta e cinco por cento, segundo alguns estudos (HENDRIKS & MASTBOOM, 1990; SANTOS JR., 1998; ZILLING et al., 1999) .

No Departamento de Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP vários trabalhos de pós-graduação , tiveram como tema o estudo das anastomoses gastrointestinais (LEONARDI, 1973; MEDEIROS, 1973; MANTOVANI, 1973; MANTOVANI,1978; MEDEIROS, 1982; FAGUNDES, 1986; QUILICI, 1988; FAGUNDES, 1990; CORDEIRO, 1995; AMARAL, 1997),sendo essa uma de suas linhas tradicionais de pesquisa, incluindo-se aqui esse trabalho.

As pesquisas sobre a cicatrização de lesões do cólon são necessárias para que se entendam seus mecanismos subjacentes e para que se encontrem formas de diminuir a possibilidade de deiscência anastomótica, principalmente em situações de risco (HENDRIKS & MASTBOOM, 1990).

Muito dos conceitos sobre cicatrização de anastomoses derivaram dos estudos sobre cicatrização das feridas cutâneas. O mecanismo básico da cicatrização de feridas é semelhante em todos os tecidos, consistindo de três fases: a primeira em que são eliminados os resíduos celulares e necróticos; a segunda de proliferação celular e, a terceira, de maturação. Porém, em cada local, em cada tecido, existem diferenças metabólicas, de acordo com as características e função a ser desempenhada pela estrutura em cicatrização, sendo que mais estudos específicos sobre a bioquímica da cicatrização do cólon podem trazer maiores esclarecimentos (HENDRIKS & MASTBOOM,

1990).

As anastomoses experimentais podem ser avaliadas pelo estudo de sua cicatrização com métodos de microscopia, de análise bioquímica e de testes biomecânicos (resistência à distensão e à tração). Os métodos bioquímicos e de microscopia dosam e analisam o colágeno, principal componente da cicatrização das anastomoses e principal responsável pela sua resistência mecânica (JIBORN et al., 1978 a; JIBORN et al.,1980 a; GOTTRUP, 1980; GOTTRUP, 1981; PEACOCK, 1984; OLSEN & NIMINI, 1988; FUNG, 1993). Os testes biomecânicos analisam a resistência mecânica das anastomoses, sua evolução desde o momento da lesão e ao longo do processo de cicatrização, sendo, juntamente com os métodos bioquímicos, importante parâmetro nessa análise.

O teste biomecânico de resistência à tração tem sido frequentemente utilizado nos estudos das anastomoses experimentais (JIBORN et al., 1978 c; GOTTRUP, 1980; GOTTRUP, 1981; GOTTRUP, 1983; MINOSSI, 1990; NARESSE,1990; VERDERESE, 1993; MINOSSI,1995; LOPES,1995; ZILLING et al.,1999) , recebendo, porém, críticas pois é difícil aplicar uma força homogênea ao longo de toda a circunferência da víscera, sendo que nenhuma força é aplicada na direção circular (KORUDA & ROLANDELLI,1990). Além disso, a medida crítica é a energia absorvida pela víscera até romper (energia de ruptura) e não o valor da força de tração no momento da ruptura (FORRESTER, 1973). Quando se analisa a energia de ruptura, leva-se em consideração a deformação que sofre a amostra do intestino durante o teste, a força sobre ele aplicada e a área sobre a qual incide tal força, o que resulta numa análise mais detalhada do fenômeno em estudo (FUNG,1993)

O conhecimento das propriedades mecânicas dos tecidos biológicos é fundamental para uma correta compreensão de muitos problemas da fisiologia desses tecidos. O estudo da relação força e deformação no cólon fornecerá informações sobre o seu comportamento mecânico e sobre a fisiologia da cicatrização de uma anastomose, sendo ferramenta para diagnóstico e terapêutica das complicações, tão freqüentes nesse tipo de procedimento (FUNG,1967). Quanto mais se conhecer o comportamento mecânico do cólon mais saber-se-á o que fazer para prevenir, ou corrigir, uma falha em uma

anastomose, bem como escolher qual o teste que melhor a analisará.

Tendo em vista que o estudo do comportamento mecânico do cólon é necessário para que seja possível determinar que tipo de ensaio avalia, fidedignamente, a resistência intrínseca de uma anastomose, que o diagrama que representa a relação entre tensão e deformação específica de um dado material é uma característica importante desse material e que, para a obtenção desse diagrama, deve-se realizar um ensaio de tração em uma amostra típica do material, foi montado esse modelo experimental (FUNG, 1967; BEER & JOHNSTON JR, 1980).

O rato Wistar foi escolhido como animal de experimentação por sua disponibilidade em nosso biotério e por apresentar linhagens isogênicas, fato que garante uma homogeneidade de comportamento anatômico, fisiológico e, principalmente, bioquímico entre os indivíduos. Esse fato é importante quando se deseja estudar o fenômeno da cicatrização, diretamente dependente da síntese do colágeno, portanto ligado às reações bioquímicas do organismo. Quanto maior a semelhança gênica entre os espécimens em estudo, maior a constância dos resultados obtidos, com conseqüente maior precisão. Além disso, o método cirúrgico para a confecção de anastomoses colônicas em ratos já foi padronizado pela literatura (JIBORN et al., 1978). Acreditamos, porém, que o número de animais utilizado nesse trabalho foi pequeno, o que ocasionou grande variabilidade nos resultados. Um grupo mais numeroso de animais fornecerá resultados mais precisos.

O cólon do rato mostrou-se de fácil manipulação, tanto para a limpeza mecânica intra-operatória, como para a confecção da anastomose, por suas dimensões e estrutura anatômica com a presença de camada serosa, o que lhe confere maior integridade e proteção. O procedimento anestésico utilizado mostrou-se eficaz e satisfatório, não influenciando nos resultados obtidos. O método cirúrgico utilizado baseou-se naquele descrito por JIBORN et al (1978), com exceção da lavagem intra-operatória do cólon, utilizada aqui para reproduzir, mais adequadamente, o que é feito em humanos.

Os testes biomecânicos são de fácil reprodutibilidade, estando as dificuldades técnicas relacionadas à confecção das presilhas que devem fixar o espécimen à máquina de testes; para os ensaios longitudinais a víscera deve

ser apreendida com pressão suficiente que impeça seu escorregamento durante a tração, sem, no entanto, ocorrer o esmagamento dela. Esse problema foi contornado com a colocação de revestimento interno de borracha nas presilhas. Já para os ensaios transversais foi necessária a confecção de chanfros centrais nos ganchos de tração pois, sem eles, o anel de cólon escorregava durante o carregamento.

As dificuldades para analisar mecanicamente o cólon já foram descritas por vários autores (ÅBERG & AXELSSON, 1964; JAMISON et al., 1968; GOU, 1970; HAUT & LITTLE, 1972; FUNG, 1993). Essas dificuldades são comuns aos músculos lisos em geral, como por exemplo, a mudança espontânea de tônus e a espasticidade após denervação, que dificultam os experimentos, em vista disso pouco se sabe e se estudou, detalhadamente, sobre eles.

Os critérios de ruptura do cólon não são conhecidos, isto é, não sabemos qual o fator crítico que determina a sua ruptura, se o valor da tensão(σ), se o valor da deformação específica (ϵ), se o valor da energia de ruptura (E.R.). Por outro lado, desconhecemos o que determina suas características mecânicas, se a conformação estrutural das fibras colágenas, se a composição do meio extracelular, se o tipo e distribuição das fibras musculares em sua parede. Escolhemos o parâmetro Energia de Ruptura para as comparações pois ele é reconhecido, pela literatura, como fator crítico de ruptura no cólon (FORRESTER, 1973).

Para atingir o objetivo proposto, foram efetuados ensaios uniaxiais elásticos de resistência à tração, nas direções longitudinal e transversal., permitindo uma análise mecânica apenas primitiva, pois o cólon é um corpo viscoelástico, como o são os materiais biológicos. (MASE, 1970; MOHSENIN, 1970; FUNG, 1993). Um corpo com características viscoelásticas tem seu comportamento mecânico variável com o tempo, parâmetro este que não foi levado em conta neste estudo. Uma das formas de incluir o tempo no experimento seria efetuar os ensaios em diferentes velocidades de tração. Sendo este um estudo inicial, optou-se por um modelo experimental simplificado.

Observamos, após a análise estatística dos resultados, que o cólon

apresentou maior capacidade de armazenar energia quando a carga lhe foi aplicada no sentido transversal, tanto nos animais operados como nos grupos de controle. Aparentemente, esse fenômeno é conseqüente à citoarquitetura da víscera. O arcabouço de colágeno, situado na camada submucosa, com estrutura de "favo de mel maleável" tem, provavelmente, a capacidade de permitir o aumento do diâmetro da víscera com grande margem de segurança, talvez por ser a distensão um fenômeno muito mais comum e de conseqüências mais graves que o estiramento. Observou-se, também, que a ruptura, nos ensaios longitudinais, ocorreu sempre próxima, porém, fora da linha de anastomose, sugerindo que a resistência à ruptura nessa área seja maior. Falam a favor desse fato os valores mais elevados de Energia de Ruptura nos ensaios transversais, que, praticamente, só submetem à tração a linha de anastomose.

O módulo de elasticidade (E), que é característica inerente ao material, alterou-se acentuadamente nos grupos de tração longitudinal, mantendo-se, praticamente, inalterado nos ensaios transversais. Isto sugere que os espécimens dos grupos longitudinais têm sua composição bioquímica alterada logo após o procedimento cirúrgico, ao contrário dos grupos transversais. Os primeiros têm uma quantidade de material e extensão a partir da anastomose muito maior em teste do que os anéis contendo a anastomose nas amostras dos ensaios transversais. Portanto, o fenômeno de síntese e lise de colágeno e as outras mudanças bioquímicas, que se seguem a uma anastomose, estão ocorrendo numa área muito maior quando observamos o corpo de prova do teste longitudinal, o que faz com que a alteração na composição bioquímica seja muito mais evidente aqui.

Evidenciou-se, pela observação dos valores do módulo de elasticidade (E), que o cólon não operado e ensaiado longitudinalmente é uma entidade mecânica diferente dos espécimens dos outros dois grupos de ensaios longitudinais. Já, para os ensaios transversais, E mantém-se, praticamente, o mesmo, sugerindo a ocorrência de poucas mudanças na composição bioquímica quando um pequeno trecho da víscera é analisado. Portanto, o tamanho do espécimen é de grande importância. Ensaios com dimensões padronizadas, quer para testes longitudinais, quer para transversais,

fornecerão, provavelmente, resultados mais precisos.

Não houve diferença estatisticamente significativa quando comparamos os grupos de animais operados no décimo e no vigésimo pós-operatório, tanto nos ensaios longitudinais como nos transversais, provavelmente por ser o intervalo de dez dias insuficiente para a detecção de mudanças significativas. Realizar ensaios em espécimens colhidos com maior distanciamento entre si forneceriam dados mais significativos.

Outros trabalhos podem ser realizados com um número maior de animais por grupo, com novas datas pós-operatórias de sacrifício e com diferentes partes do cólon, como locais com e sem serosa, em anastomoses colo-anais, em estruturas com diferentes diâmetros. Essa maior variedade de dados permitirá ampliar nossa visão e entendimento sobre o comportamento mecânico do cólon.



6. CONCLUSÃO

Os resultados obtidos neste estudo permitiram as seguintes conclusões:

- 1 - Existem alterações importantes do comportamento mecânico do cólon após uma anastomose, acompanhando as alterações bioquímicas do processo de cicatrização.
- 2 - Os ensaios uniaxiais elásticos, apesar de permitirem uma análise mecânica apenas primitiva, são válidos para o estudo da cicatrização de anastomoses colônicas, pois reproduzem, matematicamente, o fenômeno biológico da redistribuição do colágeno e demais alterações da composição bioquímica da víscera, durante o processo de cicatrização.



7. SUMMARY

The deiscense of an colonic anastomosis implys in a severe surgery, being its cicatrisation dependent on several factors. Among these factors one can mention the pre surgical preparation of the colon, the technique employed, the nutritional stateof the pacient as well as the overall contaminant pathological conditions like infections, distal ischemia,etc.

Since the anastomotic leaking is responsible for the major part of colorectal complications, the experimental basis to study the anastomosis cicatrization relies on the techniques employed to evaluate its integrity and cicatrization . Due to that fact the intrinsic resistance to failure, its mechanical resistance is considered of fundamental importance by the reseachers.

Many experimental works were conducted considering that objective yelding interesting and usefull results, however,only the normal stress factor have been considered as failure criterea. Mechanical behaviour of colon material, together with some mathematical details is necessary to understand better that phenomena

The present work considered the mechanical behaviour of the integral and pos-anastomosis colon , in accordance with the fundamental concepts of the mechanics of continuous media.

The experimental procedure included the utilization of seventy two Wistar male rats , weighting around three hundred fifty grams each,divided into six groups of twelve animals each. Among these animals , fourty eight were submitted to colon surgery consisting of a transversal sectioning of the distal colon and termino – terminal anastomosis in an unique sero – muscular extramucous plan with juxtaposition of the edges with separated stitches of seven zero polipropilene suture. The two control groups with twelve animals each were formed by twenty four not submitted to the surgery .

Uniaxial tension tests were conducted (in the transversal as well as in the longitudinal directios)for the each considered of distal colon samples,ressectioned in the twentieth or tenth.pos surgical day according the animals group. These tests were carried in a universal testing machine.

The analysis of the results allowed to concluded that :

1 – The mechanical behaviour of the colon (strain energy at failure, modulus of elasticity, normal stress at failure, normal stain at failure) varies after an anastomosis, following the biochemical changes occurring during the cicatrization process.

2 – Uniaxial elastic tests are valid to study the cicatrization of experimental colonic anastomosis.



8. BIBLIOGRAFIA

ÅBERG, A.K.G.; AXELSSON, J. – Some mechanical aspects of a intestinal smooth muscle. **Acta Physiol Scand**, **64**:15-27, 1965.

AMARAL, C.A.R. – **Estudo comparativo entre anastomoses realizadas com sutura manual e com a técnica de compressão sem sutura com anel biofragmentável: trabalho experimental em cães**. Campinas, 1997. [Dissertação de Mestrado - Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].

BEER, F.P.; JOHNSTON JR, E.R. – **Mecânica vetorial para engenheiros**. 3ª ed. São Paulo, McGraw-Hill, 1980.

BEIGUELMAN, B. – **Curso prático de Bioestatística**. 3ª ed. Ribeirão Preto, Revista Brasileira de Genética, 1994.

BRENNAN, S.S.; PICKFORD, I.R.; EVANS, M.; POLLOCK, A.V.. – Staples or sutures for colonic anastomosis – a controlled clinical trial. **Br J Surg**, **69**:722–724, 1982.

CALI, R.L.; SMYRK, T.C.; BLATCHFORD, G.J.; THORSON, A.G.; CHRISTENSEN, M.A. -. Effect of Prostaglandin E¹ and steroid on healing colonic anastomosis. **Dis Colon Rectum**, **36**:1148– 151, 1993.

CORDEIRO, F. – **Anastomose mecânica em reto extraperitoneal (duas técnicas de reconstrução): estudo experimental comparativo em cães**. Campinas, 1995. [Tese de Doutorado – Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].

CRONIN, K.; JACKSON, D.S.; DUNPHY, J.E. – Changing bursting strength and collagen content of the healing colon. **Surg Gynecol Obstet**, **126**: 747-753, 1968.

- DAL FABBRO, I.M. - **Strain failure of apple material**. Michigan-USA, 1979.
[Dissertation for the degree of Ph.D. – Michigan State University].
- FAGUNDES, J.J. – **Resultado do tratamento do câncer do terço médio do reto pela retocoliectomia abdominoperineal com anastomose retardada**. Campinas, 1986. [Dissertação de Mestrado – Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].
- FAGUNDES, J.J. – **Estudo comparativo da cicatrização de anastomoses cólicas realizadas com o auxílio do bisturi laser de dióxido de carbono: trabalho experimental em cães**. Campinas, 1990. [Tese de Doutorado – Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].
- FORRESTER, J.C. - Mechanical, biochemical, and architectural features of surgical repair. **Adv Biol Med Phys**, 14:1-34, 1973.
- FUNG, Y.C. - Elasticity of soft tissues in simple elongation. **Am J Phys**, 213(6):1532–1544, 1967.
- FUNG, Y.C. - **Biomechanics – Mechanical properties of living tissues**. 2nd ed. NY. Springer-Verlag Inc, 1993.
- GOTTRUP, F. - Healing of incisional wounds in stomach and duodenum. A biomechanical study. **Am J Surg**, 140:296–301, 1980.
- GOTTRUP, F. - Healing of incisional wounds in stomach and duodenum. Collagen distribution and relation to mechanical strength. **Am J Surg**, 141:222–227, 1981.
- GOTTRUP, F. - Healing of incisional wounds in stomach and duodenum. Influence of long – term healing on mechanical strength and collagen distribution. **Acta Chir Scand**, 149:57–62, 1983.

- GOU, P.F. – Strain energy function for biological tissues. **J Biomechanics**, 3:547-550, 1970.
- HALSTED, W.S. – Circular suture of the intestine – an experimental study. **Am. J Med Sci**, 94:436, 1887.
- HAUT, R. C.; LITTLE, R.W. – A constitutive equation for collagen fibers. **J Biomechanics**, 5: 423-430, 1972.
- HAWLEY, P.R.; FAULK, W.P. – A circulatory collagenase inhibitor. **Br J Surg**, 57 (12) : 900-904, 1970.
- HAWLEY, P.R.; FAULK, W.P.; HUNT, T.K.; DUNPHY, J.E. – Collagenase activity in the gastro-intestinal tract. **Br J Surg**, 57 (12) : 896 – 900, 1970.
- HENDRIKS, T.; MASTBOOM, W.J.B. – Healing of experimental intestinal anastomosis. Parameters for repair. **Dis Colon Rectum**, 33:891-901, 1990.
- IRVIN, T.T.; HUNT, T.K. – Heapprasial of the healing process of anastomosis of the colon. **Surg Gynecol Obstet**, 138:741– 746, 1974.
- JAMISON, C.E.; MARANGONI, R.D.; GLASER, A.A. - Viscoelastic properties of soft tissue by discrete model characterization. **J Biomechanics**, 1:33– 46, 1968.
- JANSEN, A.; BECKER, A.E.; BRUMMELKAMP, W.H.; KEEMAN, J.N.; KLOPPER, P.J. - The importance of the apposition of the submucosal intestinal layers for primary wound healing of intestinal anastomosis. **Surg Gynecol Obstet**, 152:51-58, 1981.

JIBORN, H.; AHONEN, J.; ZEDERFELDT, B. - Healing of experimental colonic anastomosis – The effect of suture technic on collagen concentration in the colonic wall. **Am J Surg**, **135**:333–340, 1978.

JIBORN, H.; AHONEN, J.; ZEDERFELDT, B. - Healing of experimental colonic anastomosis. I – Bursting strength of the colon following left colon resection and anastomosis. **Am J Surg**, **136**:587-594, 1978.

JIBORN, H.; AHONEN, J.; ZEDERFELDT, B. Healing of experimental colonic anastomosis. II – Breaking strength of the colon after left colon resection and anastomosis. **Am J Surg**, **136**:595–599, 1978.

JIBORN, H.; AHONEN, J.; ZEDERFELDT, B. - Healing of experimental colonic anastomosis. III – Collagen metabolism in the colon after left colon resection. **Am J Surg**, **139**:398–405, 1980.

JIBORN, H.; AHONEN, J.; ZEDERFELDT, B. - Healing of experimental colonic anastomosis. IV – Effect of suture technique on collagen metabolism in the colonic wall. **Am J Surg**, **139**:406–413, 1980.

KERR, H.H. – Development of intestinal surgery. **JAMA**, **81**: 64-72, 1923.

KHOURY, G.A. ; WAXMAN, B.P. - Large bowel anastomosis. I - The healing process and sutured anastomosis. A review. **Brit J Surg**, **70**:61–63, 1983.

KORUDA, M.J.; ROLANDELLI, R.H. - Experimental studies on the healing of colonic anastomosis. **J Surg Res**, **48**:504–515, 1990.

LANIR, Y. - Constitutive equations for fibrous connective tissues. **J Biomechanics**, **16**(1):1–12, 1983.

LEONARDI, L.S. – **Resultado do emprego da sutura em plano único extramucoso na cirurgia gástrica.** Campinas, 1973. [Tese de Livre Docência – Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].

LOPES, A.A. - **Peritonite Fecal. Alterações biomecânicas, bioquímicas e ultraestruturais no íleo terminal e cólon distal de ratos.** Botucatu, 1995. [Tese de Mestrado - Faculdade de Medicina da UNESP].

LORD, M.G.; BROUGHTON, A.C.; WILLIAMS, H.T.G. - A morphologic study on the effect of suturing the submucosa of the large intestine. **Surg Gynecol Obstet**, **146**:211–216, 1978.

LORD, M.G.; VALIES, P.; BROUGHTON, A.C. -A morphologic study of the submucosa of the large intestine. **Surg Gynecol Obstet**, **145**:55-60, 1977.

MASE, G.E. - Theory and problems of Continuum Mechanics. In: **Schaum's outline series in engineering.** NY, Mc GRAW-HILL Book Company, 1970.

MANTOVANI, M. – **Sutura seromuscular extramucosa em plano único na cirurgia do intestino.** Campinas, 1973. [Tese de Doutorado – Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].

MANTOVANI, M. – **Evolução da cicatrização em anastomoses do intestino grosso de cães em condições de normalidade e sob a ação de drogas imunossupressoras.** Campinas, 1978. [Tese de Livre Docência – Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].

MEDEIROS, R.R. – **Estudo comparativo da cicatrização nas anastomoses do esôfago cervical com técnica de sutura em um e dois planos:**

- trabalho experimental em cães.** Campinas, 1973. [Tese de Doutorado - Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].
- MEDEIROS, R.R. – Emprego experimental do bisturi elétrico nas anastomoses do intestino grosso. Estudo da cicatrização à microscopia óptica e de polarização.** Campinas, 1982.[Tese de Livre Docência em Clínica Cirúrgica - Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].
- MINOSSI, J.G. - Peritonite fecal no rato. Alterações da parede do cólon distal. Avaliação anátomo-patológica, estudo da força de ruptura e do colágeno tecidual.** Botucatu, 1990. [Tese de Mestrado - Faculdade de Medicina da UNESP].
- MINOSSI, J.G. - Ação do diclofenaco de sódio na cicatrização de anastomoses realizadas no íleo terminal e no cólon distal de ratos. Estudo da força de ruptura, hidroxiprolina tecidual e exame histopatológico.** Botucatu, 1995. [Tese de Doutorado - Faculdade de Medicina da UNESP].
- MOHSENIN, N.N. – Physical properties of plant and animal materials – Structure, physical characteristics and mechanical properties.** 2nd ed. USA, Gordon and Breach Science Publishers, 1970.
- NARESSE, L.E. - Efeito da peritonite fecal na cicatrização do cólon distal no rato. Avaliação anátomo-patológica, estudo da força de ruptura e da hidroxiprolina tecidual.** Botucatu, 1990. [Tese de Doutorado - Faculdade de Medicina da UNESP].
- OLSEN, B.R.; NIMNI, M.E. – Collagen.** Boca Raton, FL, CRC Press, Inc, 1988.

- PARSONS, W.B. – In ***Engineers and Engineering in the Renaissance***. Cambridge – Massachusetts, MIT Press, 1968.
- PEACOCK Jr, E.E. - **Wound repair**. 3rd.ed. USA, W.B. Saunders Company, 1984.
- QUILICI, F.A. – **Anastomose mecânica e manual em reto extraperitoneal . Estudo comparativo em cães**. Campinas, 1988. [Tese de Doutorado – Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP].
- RAVITCH, M.M.; BROLIN, R.; KOLTER, J.; YAP, S. - Studies in the healing of intestinal anastomosis. **World J Surg**, **5**:627–637, 1981.
- RAVO, B. - Cicatrização das anastomoses colorretais e procedimentos com *bypass* intracolônico. **Clin Cir Am Norte**, **6**:1333–1363, 1988.
- SANTOS Jr., J.C.M. - Profilaxia das complicações pós-operatórias no tratamento cirúrgico das doenças do intestino grosso: II- Deiscência da anastomose. **Rev Bras Colo-Proct**, **18**(1): 44–51, 1998.
- SNYDER, R.W.; LEE, L.H.N. – Experimental study of biological tissue subjected to pure shear. **J Biomechanics**, **8**: 415–419, 1975.
- SOONG, T.T.; HUANG, W.N. – A stochastic model for biological tissue elasticity in simple elongation. **J Biomechanics**, **6**: 451–458, 1973.
- STROMBERG, B.V.; KLEIN, L.R. - Collagen formation during the healing of colonic anastomosis. **Dis Colon Rectum**, **25**:301–304, 1982.
- STROMBERG, D.D.; WIEDERHIELM, C.A. – Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. **J Appl Physiol**, **26**(6): 857–862, 1969.

TIMOSHENKO, S.P.; GOODIER, J.N. - Theory of elasticity. Mc GRAW-HILL Book Company, NY, 1970.

VAN WINKLE, H.W. - **Surg Gynecol Obstet**, **129**: 819-842, 1969.

VERDERESE, L.R.M. - **Estudo biomecânico do intestino delgado e cólon de rato na peritonite fecal, associada ao diclofenaco de sódio**. Botucatu, 1993. [Tese de mestrado - Faculdade de Medicina da – UNESP]

ZILLING, T.L.; JANSSON, O.; WALTHER, B.S.; OTTOSSON, A. – Sutureless small bowel anastomoses: Experimental study in pigs. **Eur J Surg**, **165**:61-68, 1999.



9. ANEXOS

Tabelas de resultados numéricos dos experimentos

Espécimen	σ	ε	E.R.	E
I	16,58	0,24	1,99	69,08
II	26,56	0,47	6,24	56,51
III	19,43	0,27	2,62	71,96
IV	22,97	1,12	12,86	20,51
V	17,70	0,42	3,72	42,14
VI	18,64	0,22	2,05	84,73
VII	26,12	0,44	5,75	59,36
VIII	13,49	0,28	1,89	48,18
IX	25,31	0,95	12,02	26,64
XII	16,98	0,63	5,35	26,95
XII	14,80	0,39	2,89	37,95
XII	23,56	0,69	8,13	34,14
Média	20,18	0,51	5,46	48,18

Tabela 1 – Resultados numéricos do grupo L10

Espécimen	σ	ε	E.R.	E
I	17,02	0,44	3,74	38,68
II	34,82	0,43	7,49	80,98
III	36,77	0,46	8,46	79,93
IV	33,24	0,52	8,64	63,92
V	19,59	0,38	3,72	51,55
VI	36,49	0,74	13,50	49,31
VII	32,50	0,62	10,08	52,42
VIII	29,04	0,68	9,87	42,71
IX	25,27	0,68	8,59	37,16
XII	34,82	0,52	9,05	66,96
XII	29,35	0,31	4,55	94,68
XII	29,31	0,31	4,53	94,23
Média	29,84	0,51	7,69	62,71

Tabela 2 – Resultados numéricos do grupo L20

Tabelas de resultados numéricos dos experimentos

Espécimen	σ	ε	E.R.	E
I	36,10	1,96	35,38	18,42
II	31,56	1,90	29,98	16,61
III	37,27	2,16	40,25	17,25
IV	55,45	2,26	62,66	24,54
V	38,96	1,77	34,48	22,01
VI	55,64	2,14	59,53	26,00
VII	56,29	2,25	63,33	25,02
VIII	25,71	1,96	25,20	13,12
IX	48,16	1,84	44,31	26,17
XII	55,86	1,99	55,58	28,07
XII	30,84	2,02	31,15	15,27
XII	42,88	1,86	39,88	23,05
Média	42,89	2,01	43,48	21,29

Tabela 3 – Resultados numéricos do grupo T10

Espécimen	σ	ε	E.R.	E
I	35,00	1,81	31,68	19,34
II	32,08	1,57	25,18	20,43
III	48,31	2,09	50,48	23,11
IV	30,65	1,69	25,90	18,14
V	33,51	1,87	31,33	17,92
VI	30,39	2,20	33,43	13,81
VII	47,79	1,51	36,08	31,65
VIII	39,48	1,98	39,09	19,94
IX	36,36	2,03	36,91	17,91
XII	43,56	2,40	52,27	18,15
XII	43,25	1,65	35,68	26,21
XII	42,60	2,17	46,22	19,63
Média	38,58	1,91	37,02	20,52

Tabela 4 – Resultados numéricos do grupo T20

Tabelas de resultados numéricos dos experimentos

Espécimen	σ	ε	E.R.	E
I	61,75	2,63	81,20	23,48
II	41,50	0,49	10,17	84,69
III	49,83	0,71	17,69	70,18
IV	73,75	1,61	59,37	45,81
V	51,52	0,61	15,68	84,30
VI	63,08	0,95	29,96	66,40
VII	47,15	0,89	20,98	52,98
VIII	62,06	0,76	23,58	81,66
IX	90,52	0,62	28,06	146,00
XII	56,00	0,25	7,00	224,00
XII	55,54	0,68	18,88	81,68
XII	79,38	0,45	17,86	176,40
Média	61,00	0,89	27,54	94,80

Tabela 5 – Resultados numéricos do grupo CL

Espécimen	σ	ε	E.R.	E
I	48,14	1,81	52,62	32,12
II	27,91	1,56	21,77	17,89
III	54,42	2,53	68,84	21,51
IV	52,53	2,53	66,45	20,76
V	61,91	2,28	70,58	27,15
VI	49,81	1,81	45,08	27,52
VII	49,81	2,26	56,29	22,04
VIII	30,65	2,17	33,26	14,12
IX	44,84	2,17	48,65	20,66
XII	53,58	2,59	69,39	20,69
XII	71,35	2,14	76,34	33,34
XII	47,74	2,53	60,39	18,87
Média	50,22	2,20	55,80	23,06

Tabela 6 – Resultados numéricos do grupo CT

GRÁFICO 1.1
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo L10
 Espécimens de 1 a 6

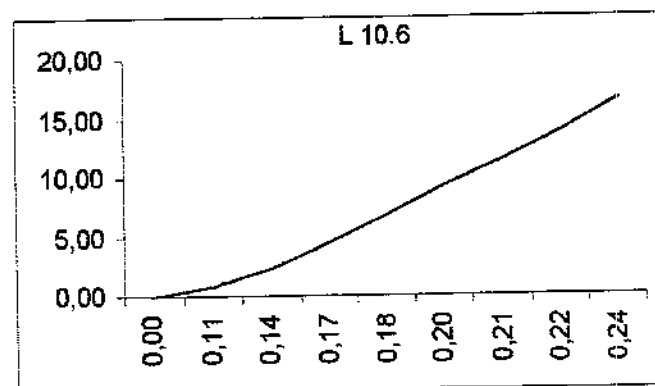
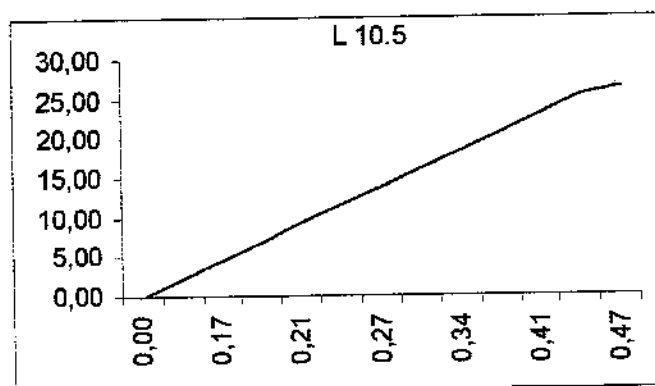
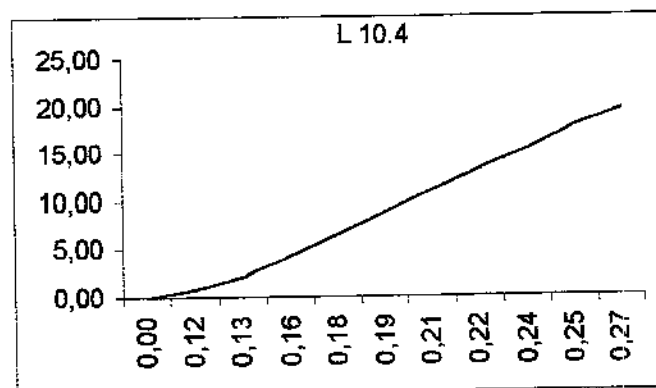
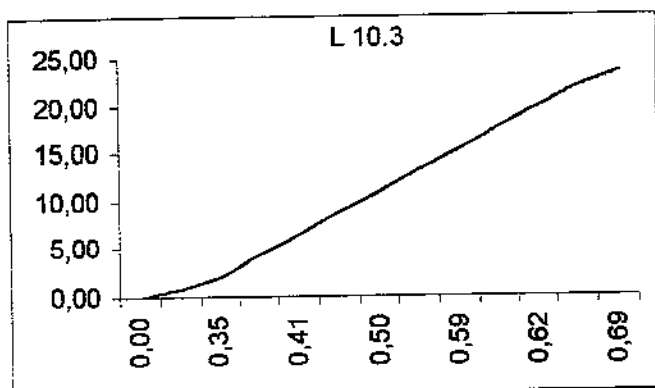
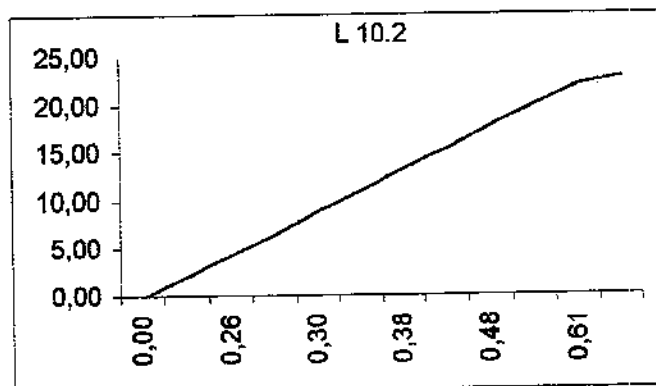
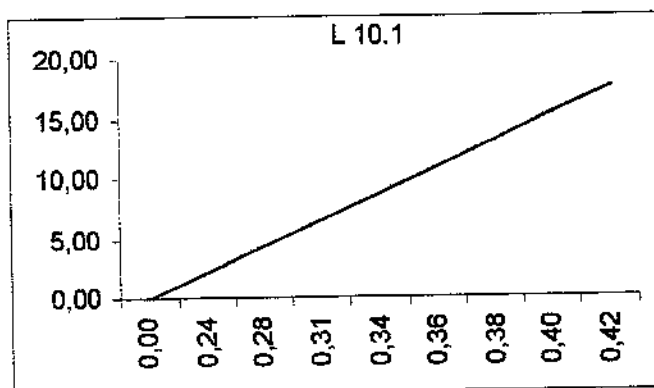


GRÁFICO 1.2
Diagramas Tensão (gf) x Deformação específica(mm) do Grupo L20
Espécimens de 7 a 12

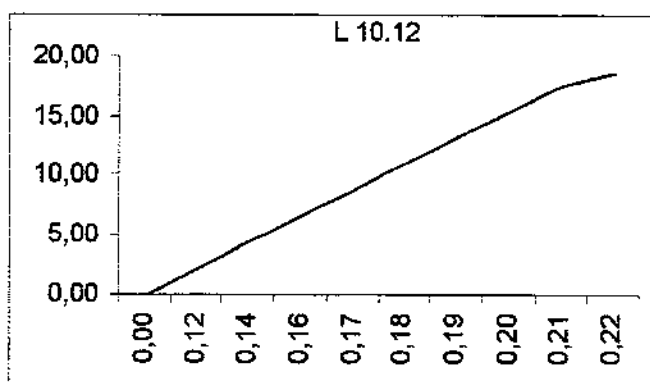
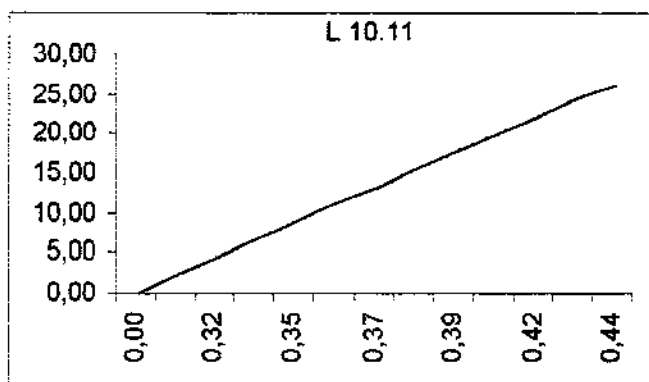
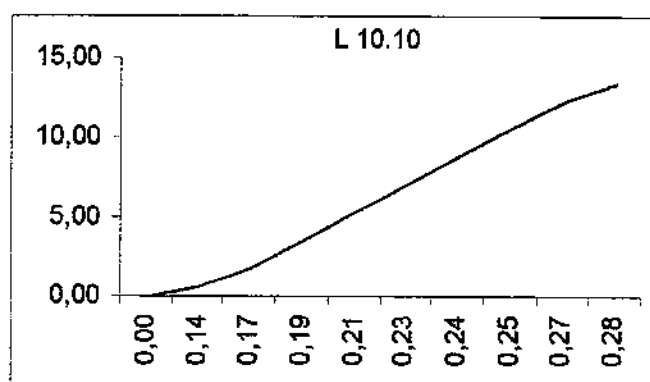
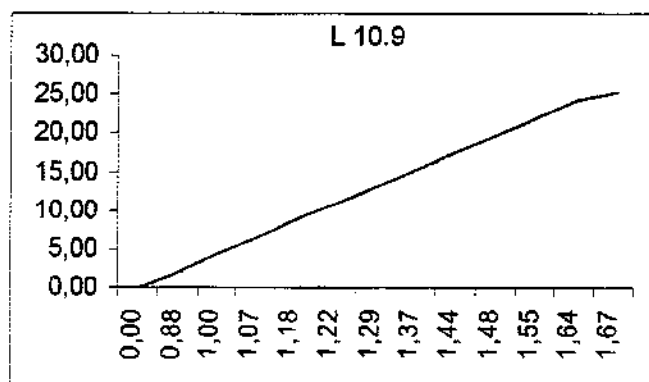
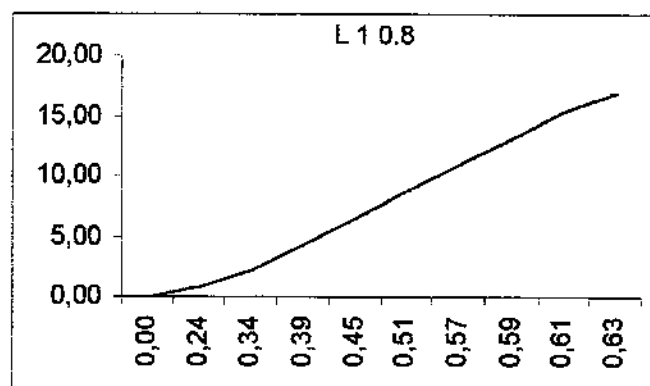
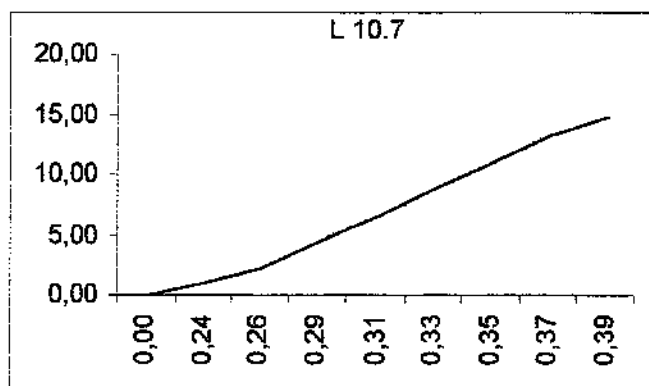


GRÁFICO 2.1
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica(mm) do Grupo L20
 Espécimens de 1 a 6

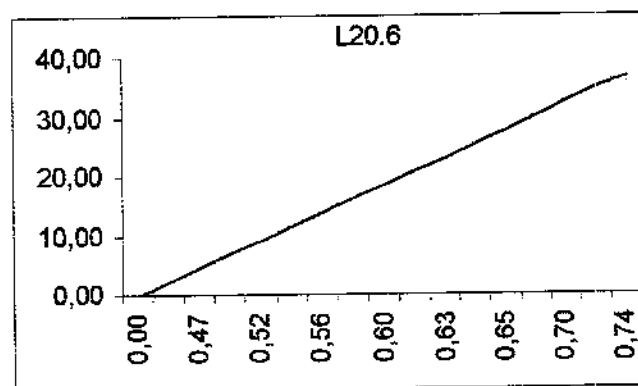
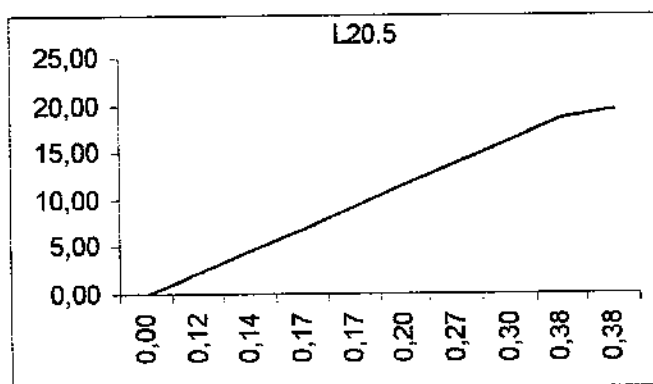
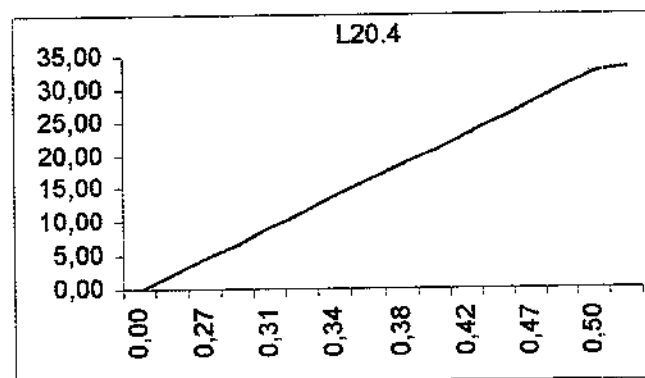
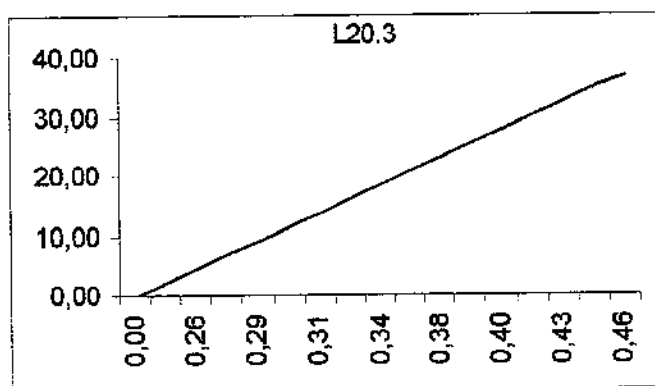
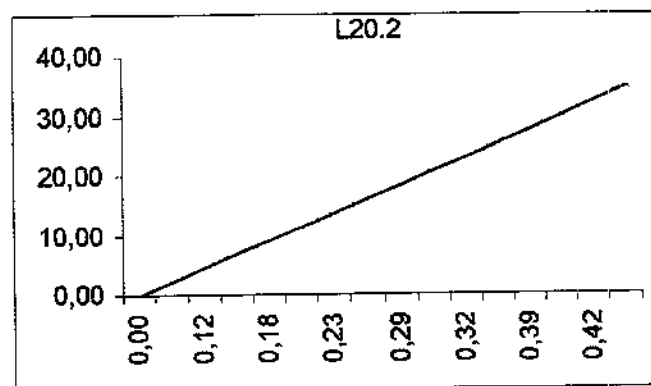
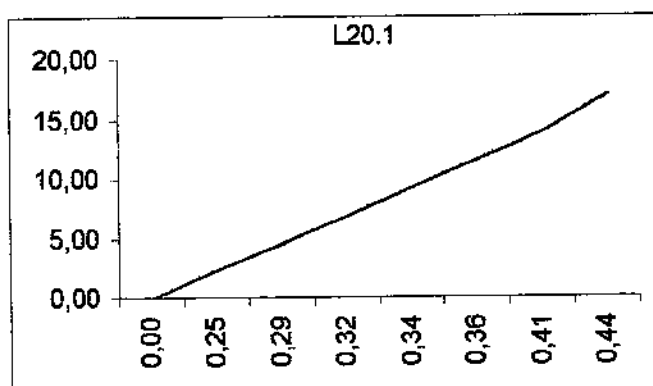


GRÁFICO 2.2
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo L20
 Espécimens de 7 a 12

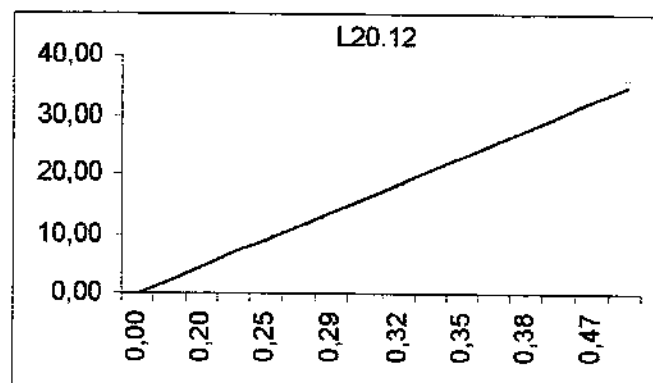
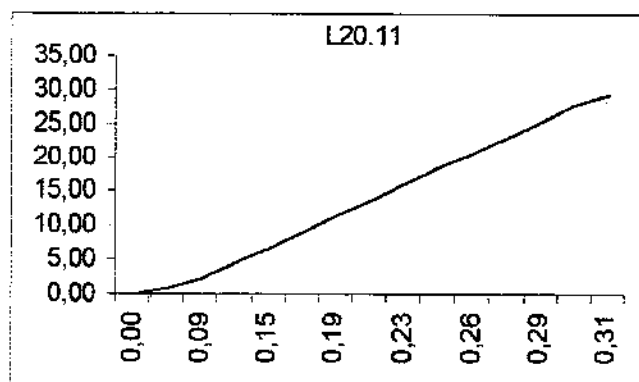
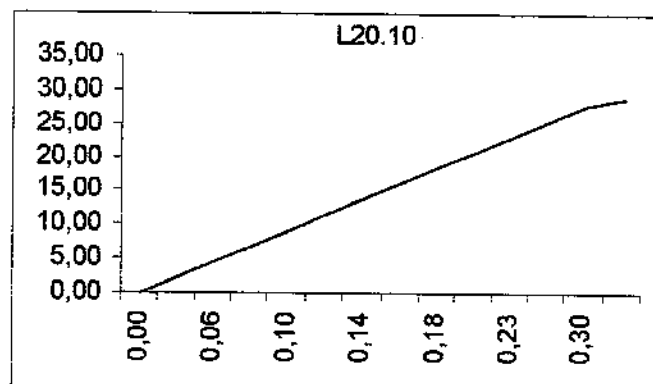
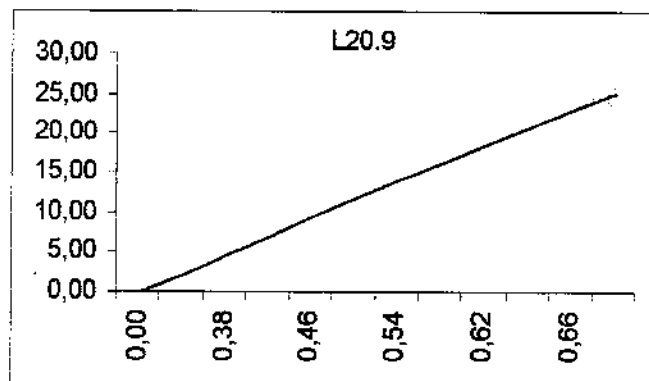
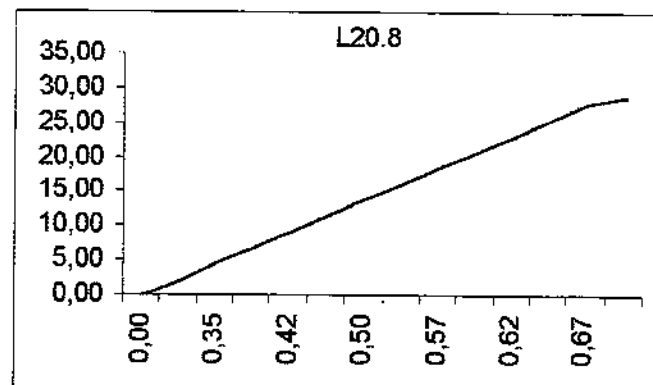
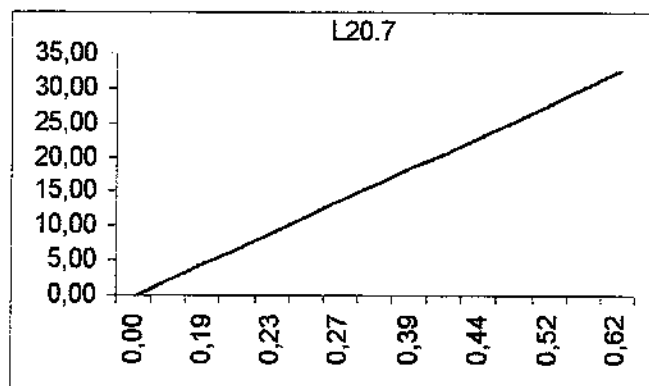


GRÁFICO 3.1
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo CL
Espécimens de 1 a 6

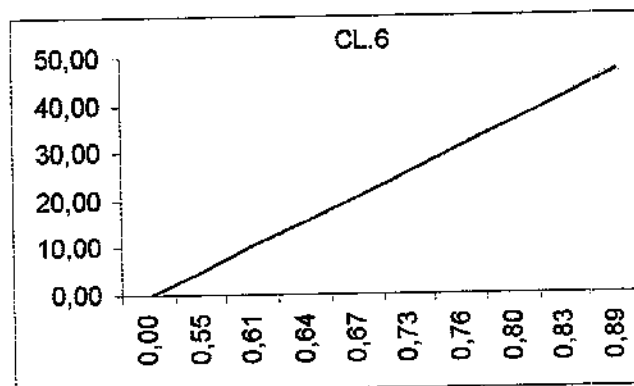
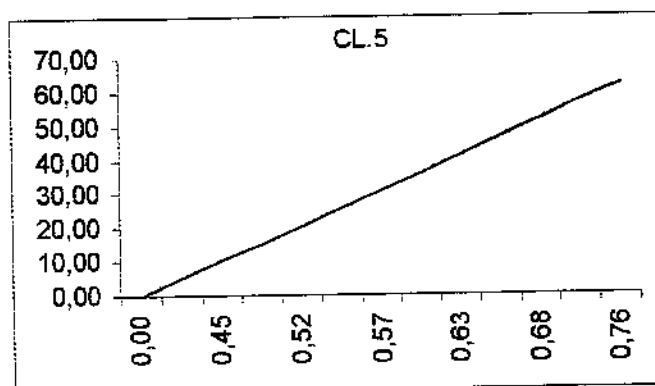
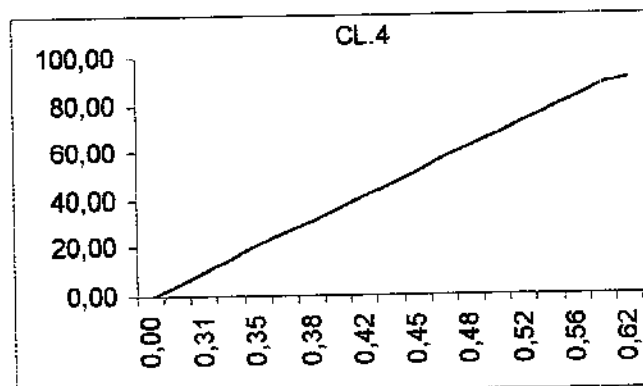
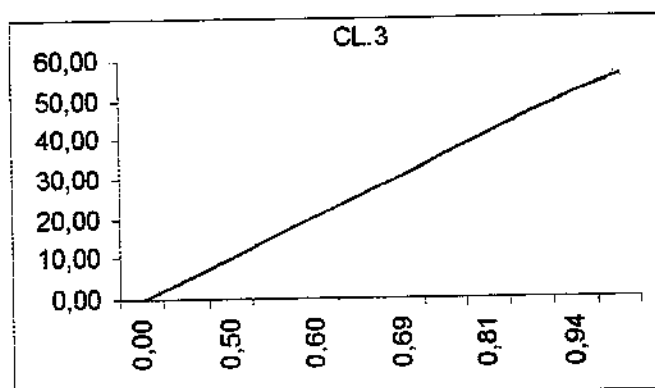
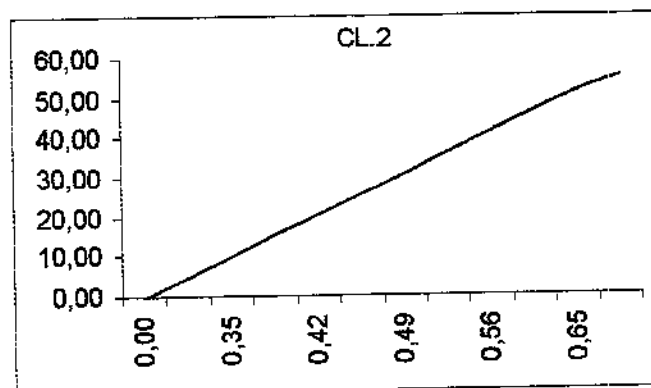
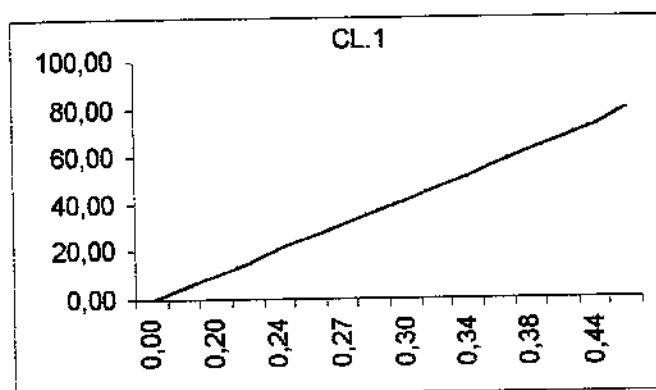


GRÁFICO 3.2
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo CL
 Espécimens de 7 a 12

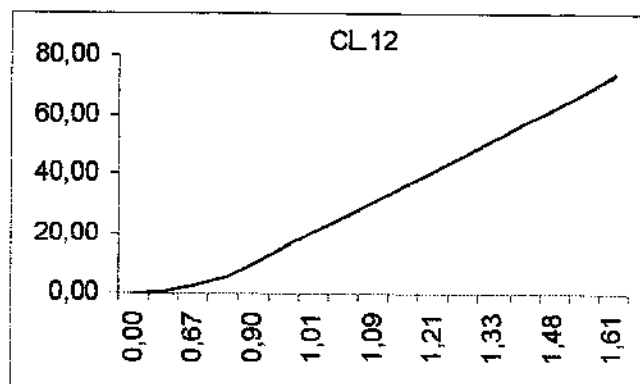
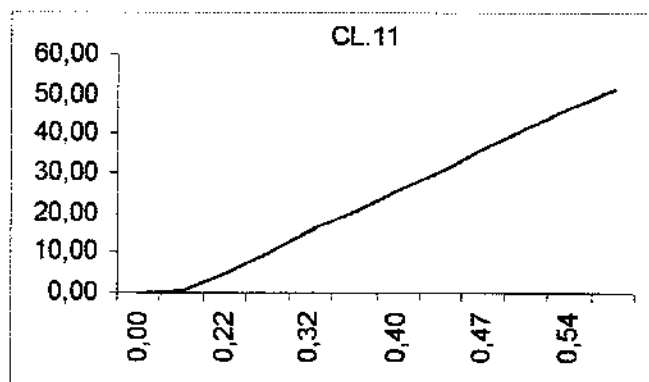
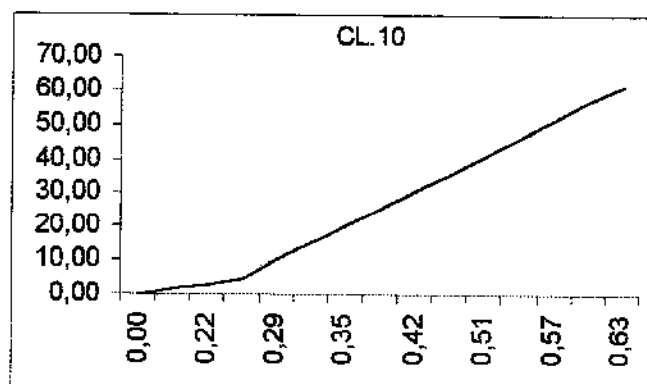
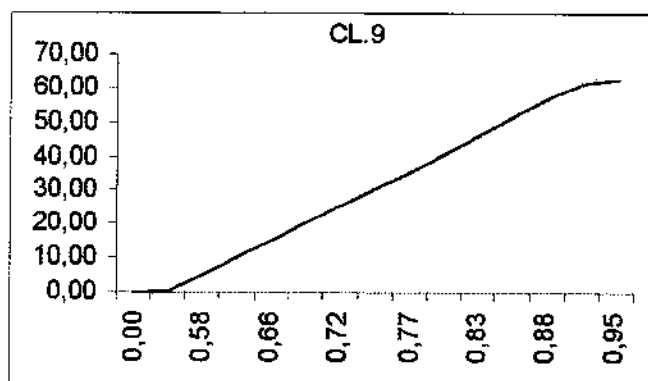
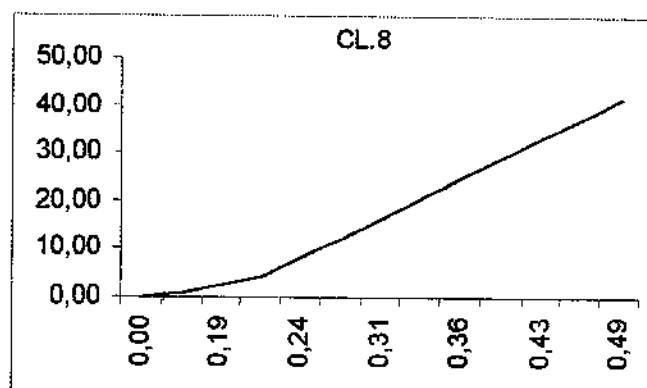
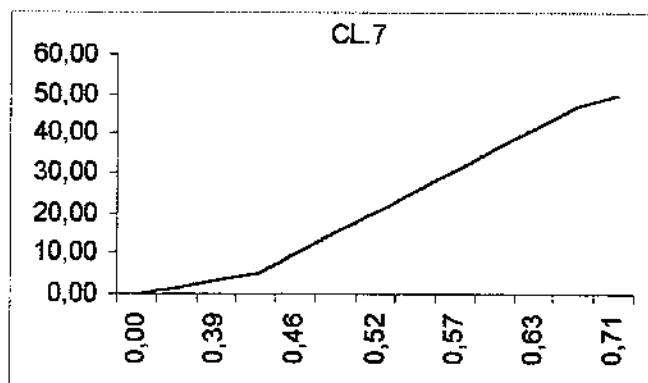


GRÁFICO 4.1
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo T10
 Espécimens de 1 a 6

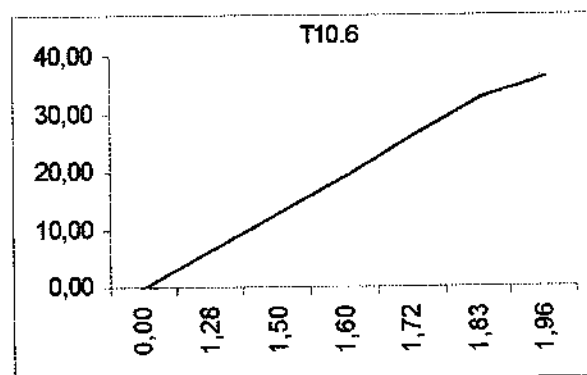
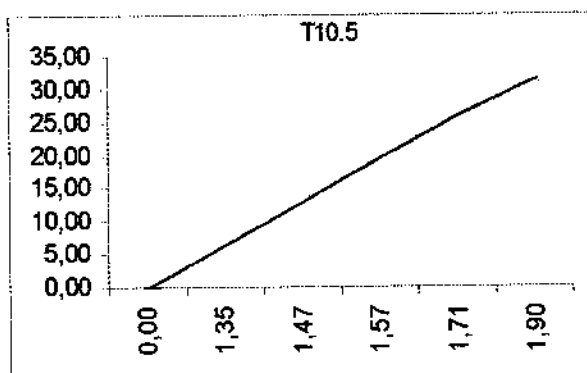
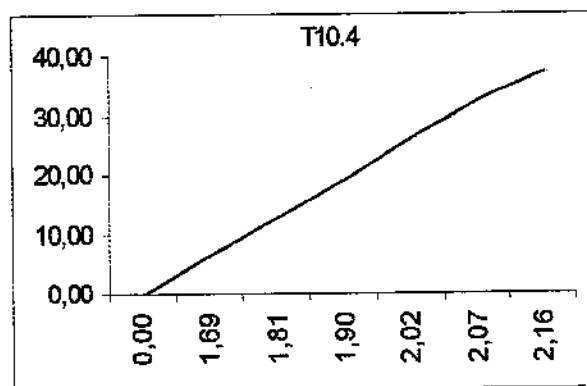
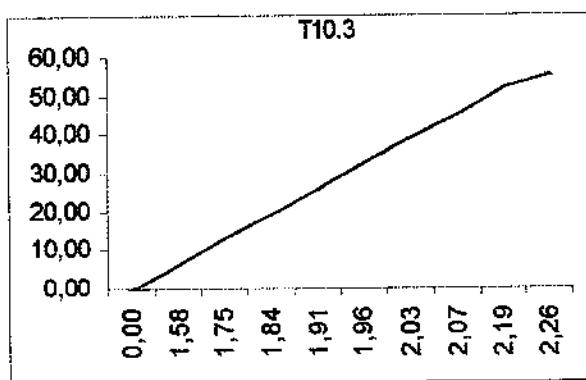
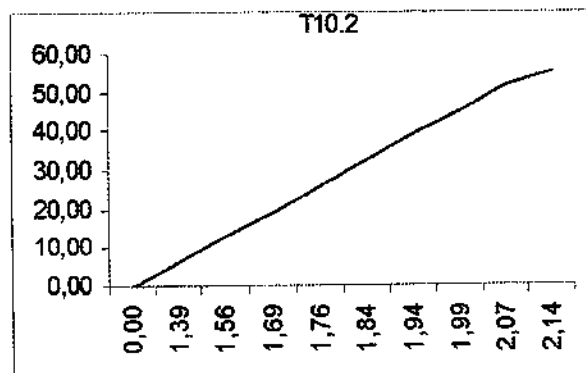
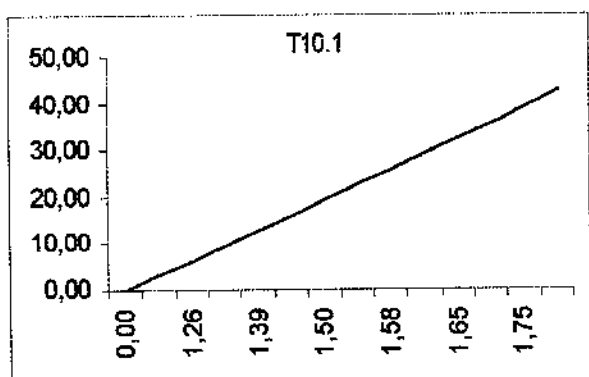


GRÁFICO 4.2
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo T10
 Epécimens de 7 a 12

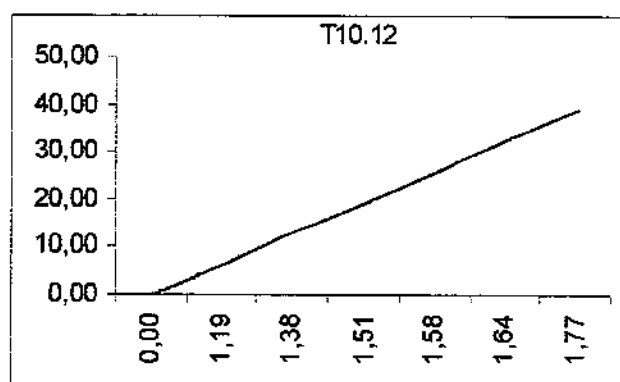
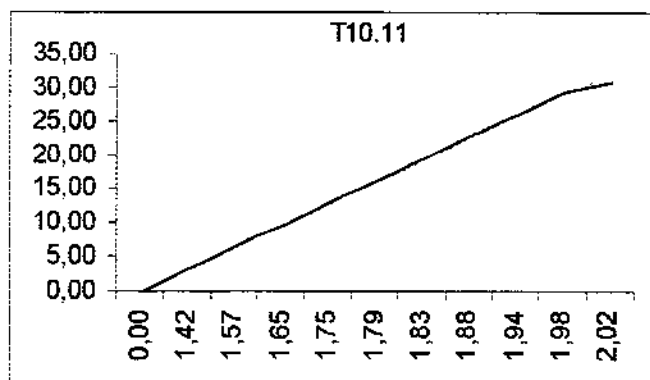
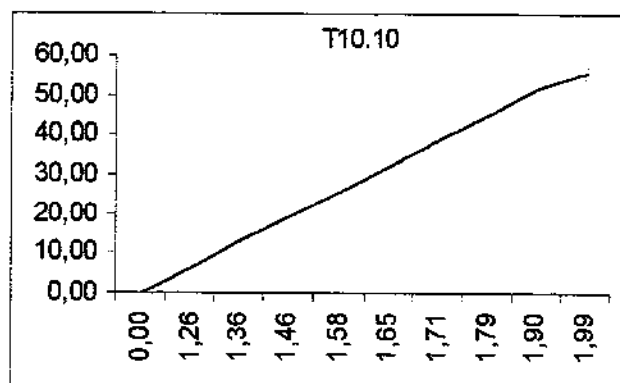
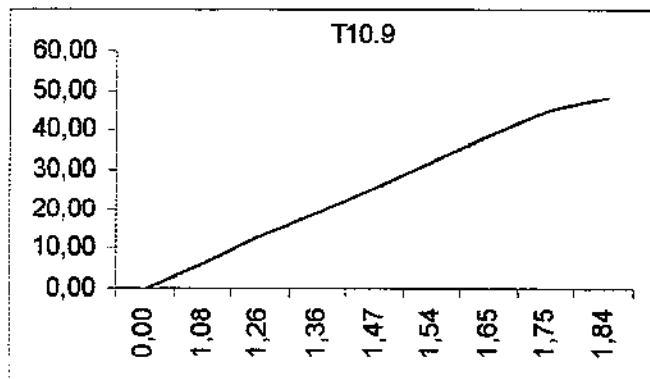
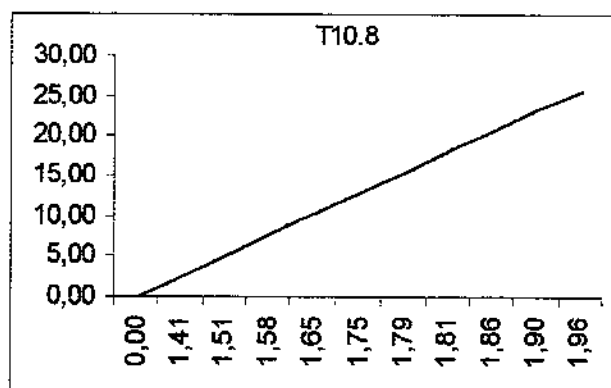
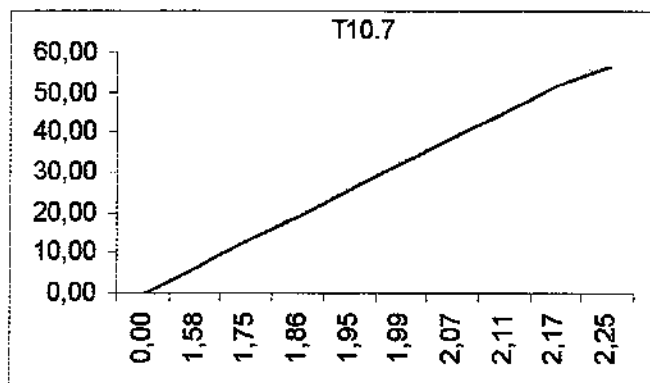


GRÁFICO 5.1
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo T20
 Espécimens de 1 a 6

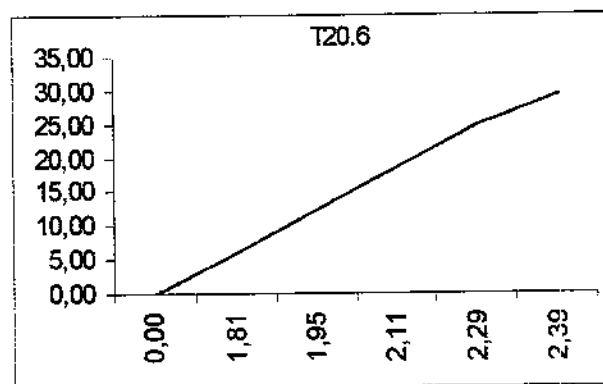
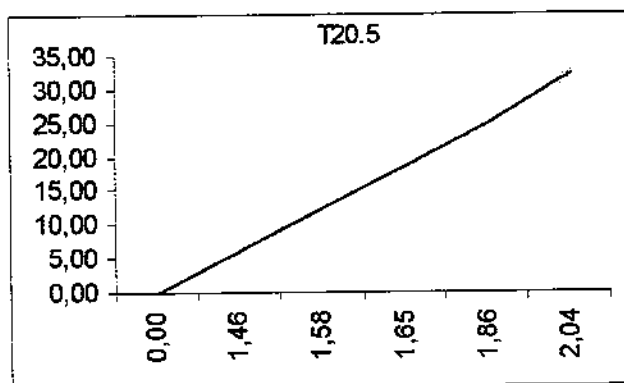
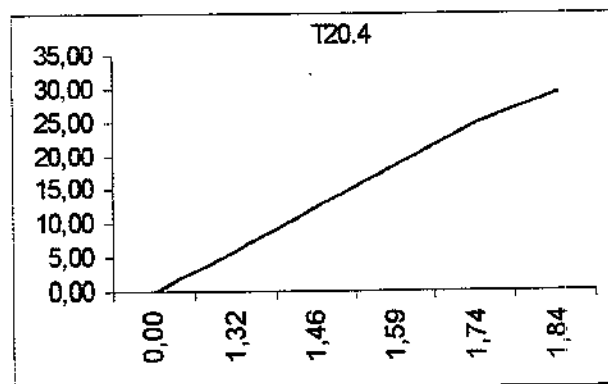
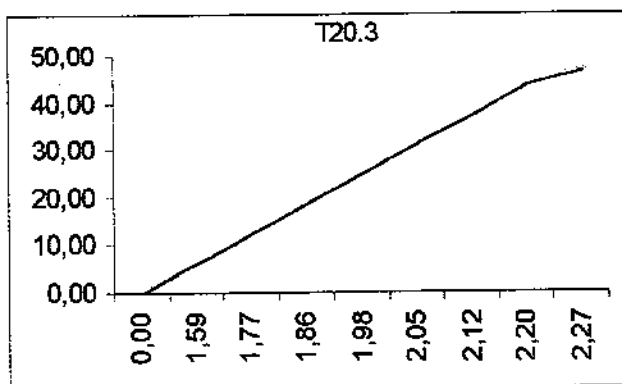
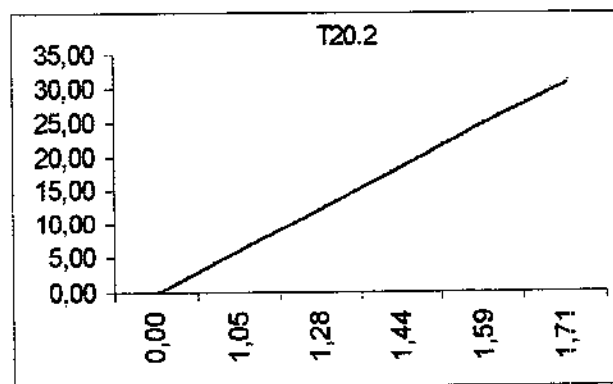
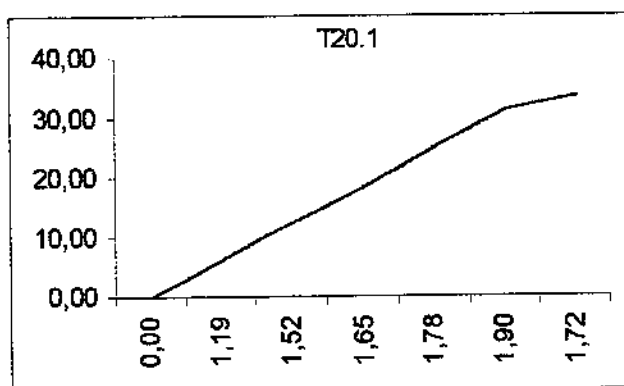


GRÁFICO 5.2
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo T20
Espécimens de 7 a 12

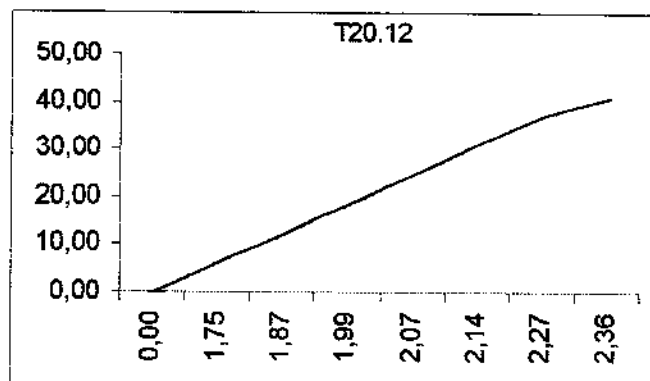
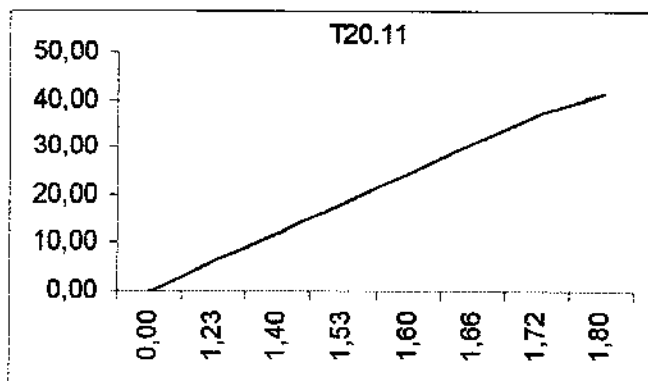
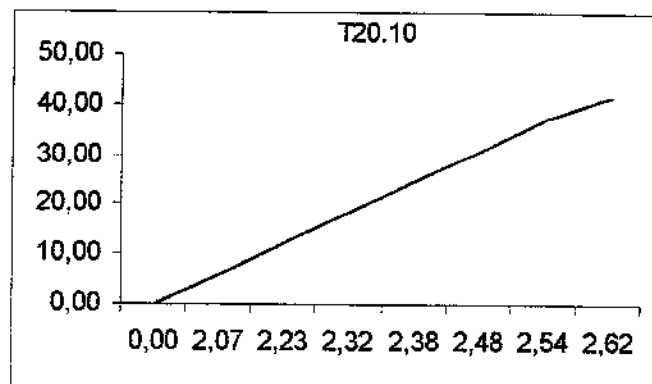
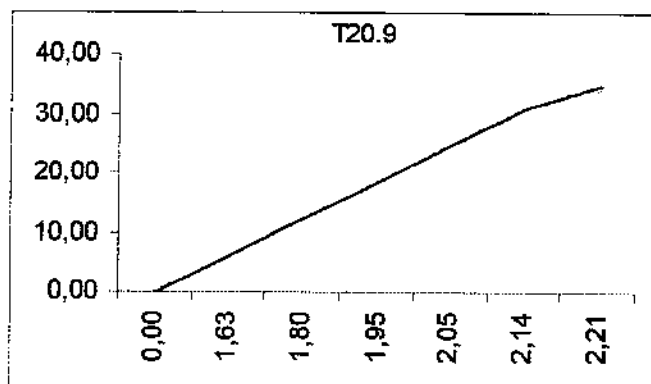
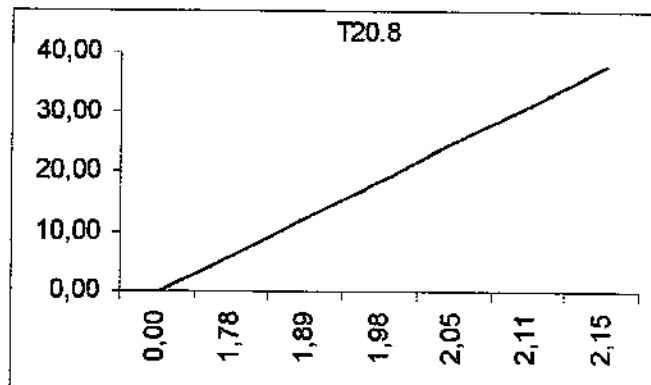
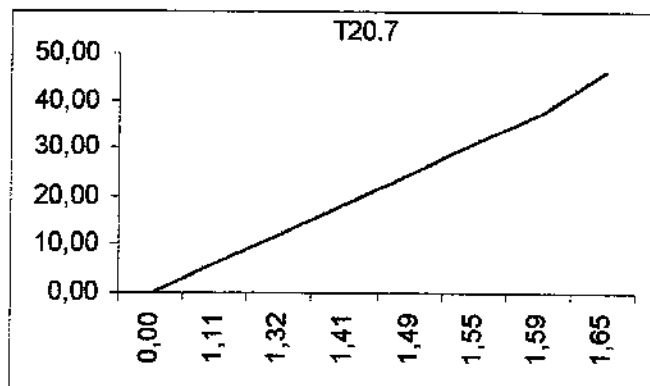


GRÁFICO 6.1
Diagrama Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo CT
 Espécimens de 1 a 6

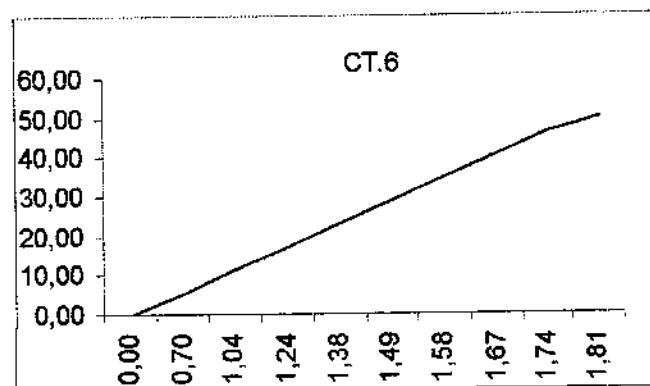
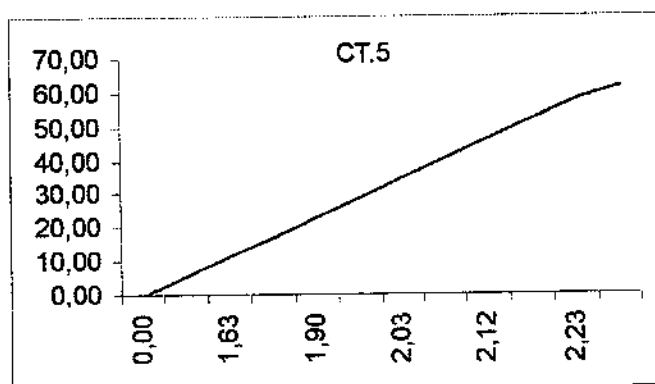
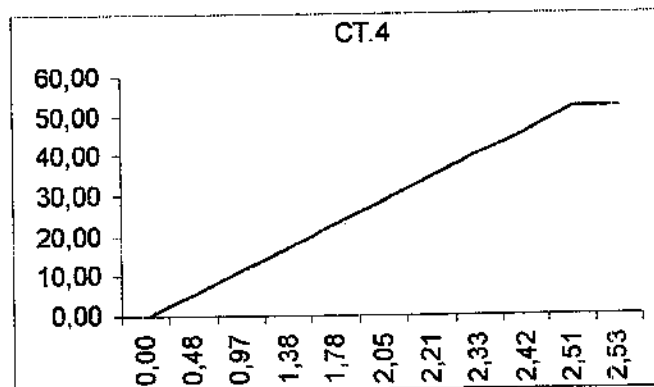
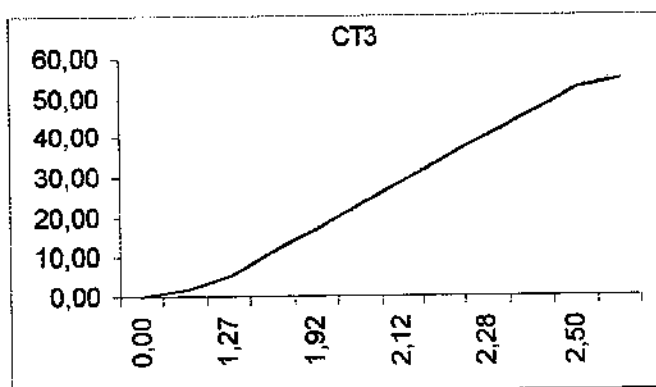
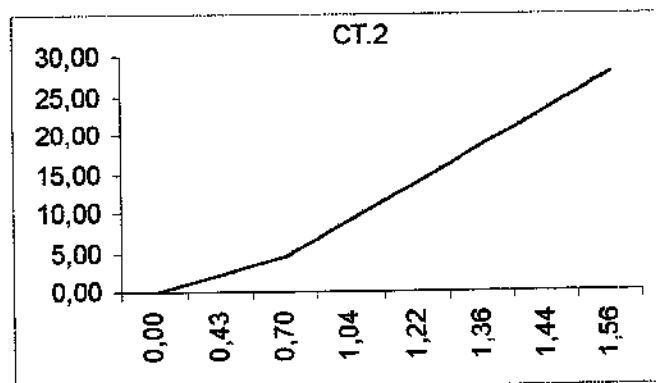
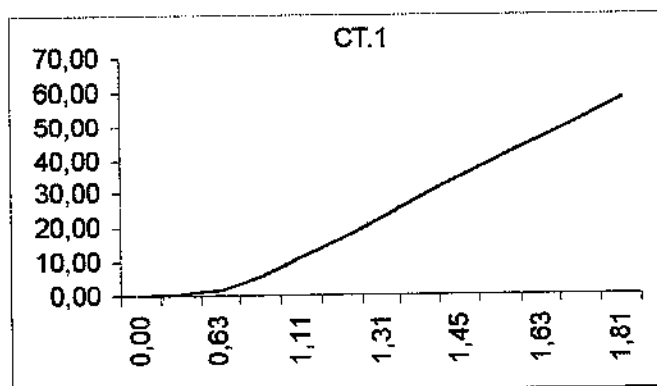


GRÁFICO 6.2-
Diagramas Tensão (gf) x Deformação Específica (mm) do Grupo CT
Espécimens de 7 a 12

